

Verfärbung und Reinigungsmöglichkeiten von in der Zahnmedizin verwendeten Kunststoffen

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät der
Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Martin Lengert














geboren am 10.03.1983 **in** Gera

Gutachter

1. PD Dr. Monika Schmidt, Jena
2. Prof. Dr. Susanne Kneist, Erfurt
3. Prof. Dr. Jürgen M. Setz, Halle/S.

Tag der öffentlichen Verteidigung: 27.02.2015

Abkürzungsverzeichnis

[EP]	Enamel HFO Plus	
[FS]	Filtek Supreme	
[GR]	Grandio	
[NP]	NanoPaq	
[CE]	Ceramage	
[DI]	Dialog	
[AD]	Adoro	
[TE]	TEGDMA	
[BI]	Bis-GMA	
[PK]	PMMA kalt	
[PH]	PMMA heiß	
[MA]	Mondial A1	
[MB]	Mondial A3	
Abb.	Abbildung	
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat	
bzw.	beziehungsweise	
CHX	Chlorhexidinbis-D-gluconat	
DIN	Deutsche Industrie Norm	
Gew.-%	Gewichtsprozent	
min	Minuten	
PTFE	Polytetrafluorethylen	
R _a	arithmetischer Mittenrauwert	
R _t	maximale Rautiefe	
R _z	gemittelte Rautiefe	
TEGDMA	Triethylenglycol-Dimethacrylat	
UDMA	Urethan-Dimethacrylat	
Vol.-%	Volumenprozent	
µm	Mikrometer	

	Inhaltsverzeichnis	Seite
	Abkürzungsverzeichnis	3
	Inhaltsverzeichnis	4
1	Zusammenfassung	6
2	Einleitung	8
2.1	Entwicklung der Kunststoffe in der Zahnmedizin	9
2.2	Komposite	11
2.2.1	Matrix (Monomere und Additive)	11
2.2.2	Füllpartikel, Klassifikation und Materialeigenschaften	12
2.2.3	Verbindungsagens (Silane)	13
2.2.4	Kompositzusammensetzung nach Füllkörpergröße und Gehalt	13
2.3	Prothesenbasiskunststoffe	15
2.4	Prothesenzähne	16
2.5	Das CIE-Farbsystem - XYZ, Normfarbtafeln und L*a*b*-Werte	16
3	Aufgabenstellung / Ziele der Arbeit	20
4	Material und Methode	21
4.1	Material	21
4.1.1	Füllungskunststoffe	21
4.1.2	Verblendkunststoffe	22
4.1.3	Prothesenbasiskunststoffe	23
4.1.4	Verschiedene Dimethacrylate	24
4.2	Herstellung der Prüfkörper	25
4.3	Untersuchungsmethoden	28
4.3.1	Exogene Verfärbungsneigung	28
4.3.2	Entfärbungs- und Reinigungsmöglichkeit	30
4.3.3	Oberflächenrauigkeit (Ra-Wert)	32
4.4	Statistische Analyse	35

5	Ergebnisse	36
5.1	Statistische Überprüfung der gemessenen ΔE -Werte	36
5.2	Exogene Verfärbung	37
5.3	Entfärbungs- und Reinigungsmöglichkeit	47
5.4	Oberflächenrauigkeit (Ra-Wert)	54
6	Diskussion	63
6.1	Verfärbungsneigung	63
6.2	Entfärbungs- und Reinigungsmöglichkeit	69
6.3	Ra-Wert	71
7	Schlussfolgerungen	74
8	Literaturverzeichnis	76
9	Tabellenanhang	90
9.1.	Ergebnistabellen	90
9.2	Statistiktabellen	97
10	Anhang	100

1 Zusammenfassung

Ziel der Arbeit war es, Verfärbungen von unterschiedlichen in der Zahnmedizin verwendeten Kunststoffen durch exogene Einflüsse von färbenden Nahrungsmitteln wie z.B. Kaffee, Tee, Tabak, Rotwein oder Medikamenten wie beispielsweise Chlorhexidin zu untersuchen. Da sich exogene Verfärbungen während der Gebrauchsperiode nicht vermeiden lassen, sollten außerdem verschiedene Reinigungsmöglichkeiten nach Verfärbung und damit die Entfärbung der Kunststoffe getestet werden. Weiter wurde die Oberflächenrauigkeit sowohl in Bezug auf unterschiedliche Ausgangssituationen als auch auf die jeweilige Reinigungsmöglichkeit und Reinigungsintensität untersucht. Dazu wurden nach Herstellung der Prüfkörper insgesamt 13 Produkte auf Kunststoffbasis untersucht, davon die Füllungskunststoffe Enamel HFO Plus, Filtek Supreme, Grandio und NanoPaq, die Verblendkunststoffe Ceramage, Dialog und Adoro, die Dimethacrylate TEGDMA und Bis-GMA, die Prothesenbasiskunststoffe Kalloctyl kalt und Kalloctyl heiß und die Prothesenzähne Mondial A1 und Mondial A3.

Die geringsten exogenen Verfärbungen zeigten die PMMA- Kunststoffe Mondial A3 und A1, Kalloctyl heiß und Kalloctyl kalt, gefolgt von den Verblendkunststoffen Dialog, Adoro und Ceramage und den Füllungskunststoffen Enamel HFO Plus, Grandio, NanoPaq und Filtek Supreme. Bei den Dimethacrylaten zeigte Bis-GMA größere Verfärbungen als TEGDMA. Methylenblau führte zu den stärkeren Verfärbungen, gefolgt von Rotwein, Heidelbeeren, Tee, Kaffee, Tabak, CHX und dest. Wasser.

Eine Reinigung erfolgte mit praxisüblichen Methoden chemisch oder mechanisch und war meist unter nur geringgradiger Verschlechterung der Oberfläche möglich. Die größten Entfärbungen konnten mit dem Nadelstrahlverfahren ECOCLEAN erzielt werden, gefolgt von Colgate white sensation, Blend-a-med und Ultraschall. Die geringsten Entfärbungen wurden mit Kukident Aktiv 3 erzielt. Die Oberflächenqualität wurde durch die Reinigung mit ECOCLEAN, Ultraschall und Kukident Aktiv 3 nur geringfügig verschlechtert. Die größte Oberflächenverschlechterung erfolgte durch die Reinigung mit der Zahnpaste Colgate white sensation gefolgt von der Zahnpaste Blend-a-med.

Ausgangssituationen für die Untersuchungen zur Oberflächenqualität nach den unterschiedlichen Reinigungsverfahren waren die drei verschiedenen Oberflächen Polymerisation unter Folie, optimale Politur und mit Diamant bearbeitete Oberfläche. Nach optimaler Politur konnten ähnlich gute R_a -Werte wie nach Polymerisation unter Folie erreicht

werden. Die Reinigung mit der abrasiven Zahnpaste Colgate sensation white führte zu einer durchschnittlich stärkeren Oberflächenverschlechterung von ca. $0,2\text{ }\mu\text{m}$ gegenüber der Reinigung mit der Zahnpaste Blend-a-med. Die mit Diamant bearbeiteten Oberflächen zeigten nach 4 wöchiger täglicher Reinigung mit Zahnpaste eine Verbesserung der Oberfläche. Der R_a -Wert reduzierte sich im Schnitt auf die Hälfte. Jedoch war in den meisten Fällen der R_a -Wert auch nach täglicher Reinigung bei der Ausgangssituation Politur deutlich besser als bei der Ausgangssituation Diamant. Somit gilt die unbedingte Empfehlung einer optimalen Politur, denn nur eine glatte, gut polierte und strukturell homogene Oberfläche verhindert auf Dauer Plaqueanlagerungen und mögliche Verfärbungen.

2 EINLEITUNG

Zahnfarbene plastische Füllungs- und Verblendmaterialien, moderne Prothesenbasiskunststoffe und Prothesenzähne gehören heute zum Standard der modernen Zahnmedizin und werden seit Jahren erfolgreich für diesen Zweck eingesetzt (Hickel 1997). Viele Studien und Untersuchungen dokumentieren deren erfolgreichen klinischen Einsatz. Jedoch treten weiterhin noch unterschiedlich stark ausgeprägte werkstoffkundliche Schwachpunkte, wie die Polymerisationsschrumpfung, die Abrasion, die Wasseraufnahme, und auch die Farbstabilität, bei diesen Materialien auf. Da die Ästhetik, neben der Form und Funktionalität, in der heutigen Gesellschaft eine besonders große Rolle spielt, kommt es sehr auf die Farbstabilität dieser Materialien an (Lutz et al. 1983/1984, Roulet 1997). Der Umgang und die Bearbeitung, sei es die Sorgfalt des Zahnarztes oder die jeweilige Patientenhygiene, kann die Qualität und Haltbarkeit des jeweiligen Werkstoffs positiv oder negativ beeinflussen (Chung 1994). Dies gilt selbstverständlich auch für die abschließende Aus- bzw. Bearbeitung. Das Ziel einer jeden Politur ist, eine möglichst glatte Füllungs-, Verblend- oder Prothesenkunststoffoberfläche zu erzielen. Eine nicht ausreichend polierte Oberfläche weist eine Reihe von Nachteilen auf, die sich in Form von erhöhter Plaqueakkumulation, ästhetischen Einbußen und Gewebeirritationen manifestieren (Weitman 1975, Shintami et al. 1985). Trotz dieser Maßnahmen kommt es zum Teil zu ungewünschten Verfärbungen von in der Zahnmedizin verwendeten Kunststoffen, die nicht nur Füllungen und Verblendungen, sondern auch Prothesenbasiskunststoffe und Prothesenzähne betrifft. Exogene Verfärbungen entstehen sowohl durch Adhäsion von Farbpigmenten, wie sie z.B. in Kaffee, Tee, Tabak oder Rotwein enthalten sind, als auch durch Adsorption von organischen Substanzen, Nahrungsmitteln und Medikamenten in Rauigkeiten, Porositäten und feinsten Haarrissen (Craquelées) der Kompositoberfläche, welche durch chemische, physikalische und thermische Beanspruchung während der Gebrauchsperiode hervorgerufen werden (Welker, 2000). Diese Verfärbungen durch exogene Einflüsse von färbenden Nahrungsmitteln oder Medikamenten wie z.B. Kaffee, Tee, Tabak, Rotwein oder Chlorhexidin sollen im Folgenden in dieser Arbeit untersucht werden. Ebenso sollen verschiedene Reinigungsmöglichkeiten nach Verfärbung und damit die Entfärbung der Kunststoffe getestet werden. Des weiteren soll die Oberflächenrauigkeit sowohl in Bezug auf unterschiedliche Ausgangssituationen als auch auf die jeweilige Reinigungsmöglichkeit und die Reinigungsintensität untersucht werden.

2.1 Entwicklung der Kunststoffe in der Zahnmedizin

Kunststoffe werden für zahlreiche unterschiedliche Indikationen, wie beispielsweise für Prothesenbasiskunststoffe, Prothesenzähne, Composite, für Füllungen oder Verblendungen von Kronen und Brücken etc., eingesetzt. Bereits 1839 führte Goodyear erstmalig die Vulkanisation von Naturkautschuk durch und erzeugte so den ersten Kunststoff. Dieses Verfahren wurde auch zur Herstellung von Prothesenbasen eingesetzt. Jedoch ließ die Ästhetik, bedingt durch die mangelnde Transparenz des rosa eingefärbten Kautschuks, sehr zu wünschen übrig (Kappert und Eichner 2005). Einen entscheidenden Fortschritt brachte 1931 das von Otto Röhm synthetisierte MMA, aus dem er durch Polymerisation das PMMA herstellte. 1936 vermischte der Zahntechniker Gottfried Roth gemahlenes PMMA mit seinen Monomeren, dem MMA und rührte die Mischung zu einem Teig an. So konnte man erstmals brauchbare und ästhetisch befriedigende Prothesen herstellen (Kappert und Eichner 2005, Groß 1979, DRP 737058 1936). Im Bereich der Füllungswerkstoffe galten die Silikatzemente bis in die 50iger Jahre als Mittel der Wahl bei Frontzahnfüllungen (Pilz 1985). Ab 1947 wurden selbsthärtende Acrylate kommerziell vertrieben und es bestand Aussicht auf einen tauglichen Füllungswerkstoff. Jedoch zeigten auch diese erhebliche Schwächen, wie elastische Verformung, Farbinstabilität, Polymerisationsschrumpfung, ungenügende mechanische Resistenz, Pulpareizung durch Restmonomere, starke Quellung in Folge von Wasseraufnahme sowie Randspaltbildung durch einen hohen thermischen Ausdehnungskoeffizienten (Dietze 1985, Pilz 1985).

Komposite (Verbundkunststoffe), die organische und/oder anorganische Füllstoffe in Form von Fasern, Splintern, Plättchen, Bändern, Kugeln usw. enthalten, haben in der modernen Zahnmedizin eine große Bedeutung.

Drei Grundideen in den 60iger Jahren prägten die Entwicklung der Composite entscheidend (Viohl 1985):

1. Das bei den Acrylaten verwendete kleine Monomermolekül Methylmethacrylat wurde 1962 durch das von Bowen und seinen Mitarbeitern entwickelte und in der Literatur als Bowen-Formel eingegangene Makromolekül Bis-phenol-A-Diglycidylmethacrylat (Bis-GMA) ersetzt. Es entstand als Reaktionsprodukt von Bis-Phenol-A und Glycidylmethacrylat. An beiden Molekülhenden verfügt es über eine reaktionsfähige Doppelbindung und ist dadurch zur Bildung eines vernetzten Polymers befähigt. Bis-GMA konnte die Polymerisationsschrumpfung wesentlich verringern (Ueberall 1984, Dietze 1985).

2. Um die mechanische Festigkeit zu erhöhen, wurden der organischen Grundkomponente Füllstoffe zugesetzt. Diese bestanden aus Glasstäbchen, Glasfasern oder Glasperlen, welche bei den ersten derartig modifizierten Kunststoffen noch keine chemische Verbindung mit der Grundsubstanz eingingen (Knock 1951). Durch den unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten der verwendeten Materialkomponenten kam ein Pumpeffekt zustande. Um die Füllstoffe herum bildete sich ein Spaltraum, der für Verfärbung und Quellung verantwortlich war und die mechanische Widerstandsfähigkeit schwächte (Alexandridis 1984, Viohl 1974, Pilz 1985). Durch das Herausbrechen von Füllstoffpartikeln unter Belastung entstanden raue, die Plaqueanlagerung und exogene Verfärbung begünstigende Oberflächen (Kleinbölting 1990).

3. Durch weitere Entwicklungen gelang es die Füllstoffe in die organische Grundsubstanz chemisch einzubetten. Mit einer siliziumorganischen Substanz vorbehandelt erhielten die Füllstoffpartikel eine chemisch verankerte organische Schicht, die in der Lage war, fest mit der Kunststoffkomponente zu polymerisieren (Viohl 1985). Das Ergebnis waren die auch heute noch eingesetzten Composite.

2.2 Komposite

Die klassische Definition des Begriffs Komposit stammt von Bowen (Bowen et al. 1972). Sie beschreibt das Komposit als eine Zusammensetzung von zwei chemisch verschiedenen Materialien. Die Kombination der einzelnen Inhaltsstoffe zeigt Eigenschaften, die von den jeweiligen Komponenten alleine nicht erreicht werden und die eine deutliche Schnittstelle besitzt, die die beiden Komponenten trennt (Bowen et al. 1972). Komposite sind Verbundwerkstoffe, die aus Monomeren, Füllstoffen, Initiatoren, Pigmenten, Stabilisatoren und anderen Additiven bestehen (Hickel et al. 1998, Janda 1988, Pioch et al. 1998). Auf die Zusammensetzung der Komposite wird im Folgenden eingegangen.

2.2.1 Matrix (Monomere und Additive)

In modernen Kompositen werden eine Vielzahl von Monomeren aus der Klasse der Dimethyl-Methacrylate verwendet. Drei wichtige Vertreter sind das BisGMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat), das UDMA (Urethan-Dimethacrylat) und das TEGDMA (Triethylenglykoldimethacrylat), die in unterschiedlichen Mengenverhältnissen kombiniert werden (Janda, R. 1988). TEGDMA dient dabei als Verdünner (Kappert und Eichner 2008). Bei vermehrter Zugabe von TEGDMA nimmt die Viskosität des Komposits ab, die Polymerisationsschrumpfung und die Wasseraufnahme nimmt neben der Zugabemöglichkeit von Füllern und der Sedimentierung der Füller jedoch zu. (Asmussen 1975, Söderholm 1988).

Des Weiteren sind der Monomermatrix von Kompositen folgende Additive beigegeben:

- *Initiatoren:*

Photoaktivatoren,

z.B. Campherchinon zerfällt bei Lichtbestrahlung mit einer Lichtwellenlänge von 380 nm bis 520 nm in Radikale, welche die Polymerisationsreaktion in Gang setzen. Weiterhin sind im Photoinitiatorsystem lichthärtender Kompositmaterialien Amine enthalten. Diese dienen der Beschleunigung der Reaktion. (Cook 1985; Janda, R. 1988; Roulet, J.-F. 1987). Es kommen aliphatische oder aromatische Amine zur Verwendung, wobei die aliphatischen Amine farbstabiler sind (Asmussen 1985; Venz, S., Antonucci, J.M. 1987). Die aromatischen Amine bilden während der Polymerisationsreaktion Nebenprodukte, die Gelbverfärbungen

hervorrufen können. Aufgrund ihrer sehr geringen Konzentration und des davon zwar unabhängigen Ausbleicheffektes fallen diese Faktoren aber kaum ins Gewicht (Janda, R. 1988).

- des weiteren werden z.B. Dibenzoylperoxid (DBPO) für die Heißhärtung und beispielsweise Barbitursäureverbindungen für die Autopolymerisation/Kaltpolymerisation als Initiatoren verwendet (Eichner und Kappert 2005).

- *Inhibitoren*, z.B. das Hydrochinon, vermeiden die ungewollte Polymerisation während der Lagerung (Eichner und Kappert 2005).

- *Pigmente*, häufig Metalloxide, definieren die Zahnfarbe. Verwendet werden vor allem Eisenoxidpigmente sowie Titandioxid oder Aluminiumdioxid (Kappert und Eichner 2005, Hickel R. 1998, Janda R. 1998, Lutz F. 1983).

Es kommen anorganische Pigmente mit Korngrößen zwischen 0,01 und 1 µm zum Einsatz, die eine hohe Farbstabilität gewährleisten müssen. Darüber hinaus sollten sie in Wasser unlöslich sein und dürfen die Lagerfähigkeit der Rohmaterialien und Polymerisation nicht negativ beeinträchtigen.

- *UV-Absorptionsmittel* verhindern Verfärbung und Alterung des Komposits durch UV-Licht (Roulet 1987, Janda 1988, Geurtsen, W. 1999, Kappert und Eichner 2005).

2.2.2 Füllpartikel, Klassifikation und Materialeigenschaften

Als Füllstoffe kommen Quarz, Glas oder Keramik mit einer Teilchengröße von 0,01 µm bis 100 µm zur Anwendung (Lutz 1983, Eichner 2005). Sie werden in unterschiedlichen Mengen zugegeben und beeinflussen somit die Werkstoffeigenschaften (Chung 1990).

Sie haben den Zweck nachteilige Eigenschaften der Kunststoffmatrix zu minimieren, so z.B. die Polymerisationsschrumpfung, die Quellung durch Wasseraufnahme und den Wärmeausdehnungskoeffizienten. Außerdem verbessern sie die mechanischen Eigenschaften wie Zug-, Druckfestigkeit und Abrasionsfestigkeit. Die Füllstoffe sind auch für die Röntgenopazität der Materialien verantwortlich (Hickel, R. 1998, Li, Y. 1985, St. German, H. 1985, Swartz, M.L. 1982, Kappert und Eichner 2005).

2.2.3 Verbindungsagens (Silane)

Füllstoffe und Monomermatrix stellen zwei unterschiedliche Phasen dar, die dauerhaft chemisch miteinander verbunden werden müssen. Das betrifft jedoch nicht die organischen Füllstoffe, weil sie mit den Monomeren nahezu identisch sind und dadurch sehr gut benetzt und eingebunden werden (Kappert und Eichner 2005, Viohl et al. 1986).

Anders ist dies bei den anorganischen Füllstoffen. Die Oberfläche der hydrophilen anorganischen Füllstoffe muss einer besonderen Oberflächenbehandlung, der so genannten Silanisierung, unterzogen werden. Das ist die Voraussetzung dafür, dass ein chemischer Verbund zur organischen Matrix entstehen kann. Beim Silanisierungsprozess handelt es sich um eine Beschichtung des anorganischen Füllstoffes, in der Regel mit 3-Methacryloyloxypropyl-trimethoxysilan. Dieses Molekül besitzt einerseits eine organische Methacrylgruppe und andererseits einen anorganischen Silylrest. Der anorganische Teil des Monomers kann über Si-O-Si-Bindung kovalent an die Füllstoffoberfläche binden, während die freien Methacrylatgruppen bei der Photohärtung mit den Monomeren vernetzen. Somit lässt sich der chemische Verbund zwischen Füllstoffpartikeln und Kunststoffmatrix realisieren (Kappert und Eichner 2005, Janda, R 1988, Roulet, J F 1987, Viohl et al. 1986).

2.2.4 Kompositzusammensetzung nach Füllkörpergröße und Gehalt

Eine mögliche Klassifikationen von Komposits basiert auf der Art der verwendeten Füllstoffe, so auch der Vorschlag von LUTZ et al., der 4 Typen vorsieht (Lutz 1983, Willems 1993).

Typ 1: Makrofüller-Komposite

Dieser älteste Typ findet heute kaum noch Verwendung. Die Partikelgröße der gängigen Makrofüller liegt zwischen 10-30 µm (selten deutlich größer) bei einem Gesamtanteil von ca. 60-73 Volumenprozent. Starke Verfärbung und hohe Abrasion kennzeichnen diesen Typ.

Typ 2: Homogene Mikrofüller-Komposite

Homogene Mikrofüller-Komposite werden mit sehr feinen SiO₂-Glaspartikeln (0,04 µm) gefüllt. Generell gilt: Je kleiner die Füllstoffe, um so größer ist der gesamte Oberflächenbereich. In diesem Fall heißt das, dass für mikrogefüllte Komposite eine vergleichbar große Menge an Kunststoff zugefügt werden muss, um alle Partikeloberflächen

zu benetzen und eine zufriedenstellende Viskosität zu erreichen. Ein sehr hoher Kunststoffanteil in Kompositen führt allerdings zu einer starken Polymerisationsschrumpfung und ungünstigen mechanischen Eigenschaften. Aus diesem Grund sind homogene Mikrofüller-Komposite nicht auf dem Markt zu finden.

Typ 3: Inhomogene Mikrofüller-Komposite

Mit diesem Komposittyp wurden die Nachteile der homogenen Mikrofüller-Komposite dadurch weitgehend eliminiert, dass man auspolymerisierte Typ 2 Komposite zerkleinert und diese sogenannten Vorpolymerisate wiederum mit nicht-polymerisiertem homogenen Mikrofüller-Komposite vermischt. Die Vorpolymerisate verhindern somit eine übermäßige Polymerisationsschrumpfung, indem der Monomeranteil vermindert wird. Der Vorteil von mikrogefüllten Kompositen liegt in der geringen Größe der Füllstoffe, die unterhalb der Wellenlänge des sichtbaren Lichts liegt. Dies hat zur Folge, dass die Oberfläche stets homogen erscheint. Überdies besitzen sie ein niedriges Elastizitätsmodul, was für manche Indikationsbereiche von Vorteil sein kann.

Mikrofüller-Komposite sind durch die geringe Korngröße besser polierbar als Makrofüller-Komposite, jedoch haben sie etwas schlechtere mechanische Eigenschaften und wegen des höheren Monomeranteils ist die Polymerisationsschrumpfung stärker.

Typ 4: Hybridkomposite

Bei diesem Typ wurde versucht, die positiven Eigenschaften der Mikro- und Makrofüller-Komposite zu vereinen, indem man Mikro- und Makrofüller einsetzt. Die Zwischenräume der großen Makrofüller wurden mit dem Ziel einer geringen Polymerisationsschrumpfung und hohen Abrasionsfestigkeit mit Mikrofüllerpartikeln aufgefüllt (De Gee 1993). Durch die fortschreitende Entwicklung im Bereich der Mahl-Technik wurde es möglich, die mittlere Partikelgröße der Makro-Partikel von ursprünglich 10 μm auf unter 1 μm zu verringern. Es gibt heute Hybridkomposite mit Midifüllern (mittlere Füllstoffgröße bis zu 10 μm), Feinpartikel-Hybridkomposite (Füllstoffgröße bis zu 5 μm), Feinstpartikel-Hybridkomposite (Füllstoffgröße bis zu 3 μm) und Submikrometer-Hybridkomposite (Füllstoffgröße $< 1 \mu\text{m}$) (Kappert und Eichner 2008).

Seit 2002/2003 gibt es zwei weitere Kompositklassen (Ernst 2011):

Nanokomposite: In diesem Material sind ausschließlich kleinste SiO₂-Partikel im Nanometerbereich (2–75 nm) enthalten. Die Füllstoffpartikel können, bedingt durch ihre Herstellungstechnologie, nicht mehr nur als Agglomerate, sondern auch einzeln in die Matrix eingefügt werden. Dadurch gelingt es einen höheren Füllstoffanteil einzubringen. Vorteile der Mikrofüllerkomposite (ausgezeichnete Politureigenschaften und Persistenz des erzielten Glanzes) werden mit dem der Hybridkomposite (Stabilität und Universalität) in einem Material nahezu realisiert.

Nanohybridkomposite: Sie enthalten Nanopartikel mit Füllkörpergrößen von ca. 20 nm und sind zusätzlich mit Glaspartikeln gefüllt. Die Größe der Füllstoffe wird bei den Nano-Füllstoffen nicht mehr durch einen Mahlprozess, sondern durch das sog. Sol-Gel-Verfahren gezielt bestimmt. Dadurch wird ein höherer Füllstoffgehalt und somit eine geringere Polymerisationsschrumpfung erreicht (Kappert und Eichner 2008).

Es gibt noch weitere Einteilungsmöglichkeiten der Komposite z.B. nach der Transluzenz, dem Aushärtungsmodus oder der Konsistenz / dem Fließverhalten.

Da über die Füllstoffzusammensetzung kaum noch Verbesserungen der werkstoffkundlichen Eigenschaften der Komposite zu erreichen sind, gibt es einen anderen Weg der Optimierung. Er besteht darin, die Monomere zu verändern. Hierbei sind kurz die Kompomere, Ormocere und Silorane zu erwähnen, auf die hier aber nicht näher eingegangen werden soll.

2.3. Prothesenbasiskunststoffe

Bei den Prothesenbasiskunststoffen handelt es sich zumeist um Polymethacrylate. Daneben findet man auch Polycarbonate, Polyacetale, Polyamide und Luxene. Polymethacrylate dominieren jedoch bei der Prothesenbasisherstellung aufgrund ihrer guten werkstoffkundlichen Eigenschaften und sollen hier im Folgenden beschrieben werden.

Es gibt Heiß-, kalt- und mikrowellenhärtende Prothesenbasiskunststoffe. Bei allen handelt es sich um Zweikomponenten-Materialien, die als Pulver/Flüssigkeitssysteme bezeichnet werden. Die Flüssigkeiten enthalten immer etwa 90 % Methylmethacrylat, 8 % Vernetzer (z.B. Butandioldimethacrylat) und etwa 2 % Additive (z.B. Stabilisatoren, UV-Stabilisatoren). Das Pulver besteht immer aus etwa 99 % Polymethylmethacrylat-Perlpolymer (mittlere Perlgröße ca. 30µm), welches meistens mit anderen Comonomeren copolymerisiert ist, und Pigmenten zur Einfärbung. Heißhärtende Kunststoffe, die auch als Heißpolymerisate

bezeichnet werden, enthalten im Pulver zusätzlich ca. 1% Dibenzoylperoxid als Initiator; die Flüssigkeit enthält in der Regel keinen weiteren Initiatorbestandteil. Die kalthärtenden Kunststoffe, die auch als Autopolymerisate oder selbsthärtende Kunststoffe bezeichnet werden, enthalten sowohl im Pulver als auch in der Flüssigkeit je einen Initiatorbestandteil. Die modernen Produkte enthalten im Pulver, statt des Dibenzoylperoxides, ca. 2 bis 3 % Barbitursäure- Verbindungen und in der Flüssigkeit in Spuren Kupferionen (Eichner und Kappert 2005).

2.4. Prothesenzähne

Prothesenzähne sind mehr oder weniger stark vernetzte Polymethacrylate. Ihre Herstellung erfolgt zum überwiegenden Teil so, dass ein Pulver mit einer Flüssigkeit angemischt wird. Dieser Teig muss einige Zeit bei bestimmten Temperaturen reifen (anquellen), um dann in Zahnformen gepresst und bei Temperaturen um 130 bis 160 °C polymerisiert zu werden. Bei dem verwendeten Pulver handelt es sich meistens um Mischungen von Polymethylmethacrylat und anderen teilweise vernetzten Polymeren, die durch Copolymerisation von Methylmethacrylat mit Dimethacrylaten, wie beispielsweise Ethylenglykoldimethacrylat, synthetisiert werden. Zusätzlich sind im Pulver Pigmente enthalten. Um die Abriebsfestigkeit der Prothesenzähne zu steigern, werden dem Pulver manchmal noch anorganische Füllstoffe, in erster Linie hochdisperses Siliziumdioxid, zugemischt. Die Flüssigkeit besteht zum größten Teil aus Methylmethacrylat und ist, je nach Produkttyp, mit etwa 10 bis 30 % Vernetzer versetzt. Als Initiator dient Dibenzoylperoxid, welches in der Pulverkomponente enthalten ist (Eichner und Kappert 2005).

2.5 Das CIE-Farbsystem - XYZ, Normfarbtafeln und L*a*b*-Werte

Neben dem CIELAB existieren noch weitere Farbkennzeichnungssysteme, wie das Munsell-Farbsystem, das CIELUV-System, das Hunter-LAB System, das DIN 6164-Farbsystem, das Natural Colour System (NCS) etc., auf die aber an dieser Stelle nicht weiter eingegangen werden soll.

Der CIE Farbraum ist derzeit einer der populärsten Farbräume für das Messen von Gegenstandsfarben und wird allgemein auf praktisch allen Gebieten angewendet (Comission Internationale de l'Eclairage, 1978; Farbmetrische Bestimmung von Farbabständen bei Körperfarben nach der CIELAB-Formel, DIN 6174, 1979).

Das menschliche Auge kann zwar kleine Farbdifferenzen sehr genau unterscheiden jedoch niemals numerische Werte für Farbdifferenzen angeben (Lemire und Burk 1979). 1931 veröffentlichte die CIE (Commision Internationale de l'Éclairage) ein System, das es ermöglichen sollte, die variablen psychophysiologischen Vorgänge des Sehens mit Hilfe eines fiktiven Betrachters mit durchschnittlichem Sehvermögen (nach CIE-Nomenklatur: farbmestechnischer Normalbeobachter) zu vereinheitlichen und farbmestrisch berechenbar zu machen. Im CIE-System gibt es einen Normalbeobachter mit 2° Visus (Gesichtsfeldgröße) und einen mit 10° Visus. Für die Abmusterung kleiner Proben wird der 2° Beobachter herangezogen, bei dem der Farbgegenstand innerhalb der Fovea centralis, dem Ort des schärfsten Sehens auf der Netzhaut abgebildet wird. Auch die Art der Lichtquellen wurde standardisiert, indem man Standardlichtquellen / Normlichtarten festlegte, wie beispielsweise die Normlichtarten A (2856 K), C (6800 K), D 55 (Tageslicht 5500 K) oder D 65 (Tageslicht 6500 K) (DIN 5033 TEIL 2).

Das CIE-, auch XYZ-System genannt, ist weltweit anerkannt. Sein Grundkonzept besteht darin, dass alle Farbeindrücke einem bestimmten Mischungsverhältnis der drei Primärfarben rot (X), grün (Y) und blau (Z) entsprechen. Diese XYZ-Daten, die sogenannten Tristimuluswerte, Normfarbmaßzahlen oder RGB-Spektralwerte, sind messtechnisch bestimmbar, können in die chromatischen Koordinaten x , y und Y konvertiert werden und sich so im dreidimensionalen Farbenraum (Rösch 1929) darstellen lassen. Wegen der einfacheren Darstellbarkeit greift die CIE allerdings auf ein zweidimensionales, rechtwinkliges Koordinatensystem (x , y) zurück, das „Normfarbtafel“ genannt wird (Loos 1989).

Der Betrag der dritten Dimension (Y) wird neben dem Koordinatenpunkt als Zahlenwert notiert. Ein Punkt auf der Normfarbtafel heißt Farbart und repräsentiert eine bestimmte Spektralfarbe eines bestimmten Sättigungsgrades. Die Helligkeit kommt durch den Y -Wert zum Ausdruck. Das Farbfeld auf der Normfarbtafel enthält an seinem Rand den Spektralfarbenzug, der die reinen Spektralfarben der Wellenlängen von 380-770 nm widerspiegelt. Von der jeweiligen Spektralfarbe zum Unbuntpunkt in der Mitte des Farbfeldes hin nimmt die Sättigung der jeweiligen Farbe ab (Berns et al. 2000, Witzel 2004). Die subjektiven Sehgewohnheiten werden bei der Umwandlung von XYZ in xyY nicht berücksichtigt und nicht proportional dem Empfindungsabstand in der Normfarbtafel dargestellt. Um den Abstand zweier Farben der Empfindung des Betrachters gemäß - zumindest näherungsweise - geometrisch ausdrücken zu können, wurde 1976 das CIELAB-System von der CIE empfohlen und in DIN 6174 (1979) und DIN 5033 Teil 3 (1992)

übernommen. Hier werden die Normfarbmaßzahlen X, Y und Z mathematisch in die Werte L^* , a^* und b^* konvertiert (Chu et al.2005). Bei der grafischen Darstellung benutzt man wiederum ein rechtwinkliges, räumliches Koordinatensystem, wobei die a^* - und b^* -Koordinaten eine Ebene bilden und a^* für die Rot-Grün- Buntheit, b^* für die Gelb-Blau- Buntheit stehen. Der Achsenschnittpunkt stellt den Unbunnton dar. Die Helligkeitsachse L^* steht senkrecht darauf. Geht man radial weiter nach außen, nimmt die Sättigung zu (s. Abb. 1+2).

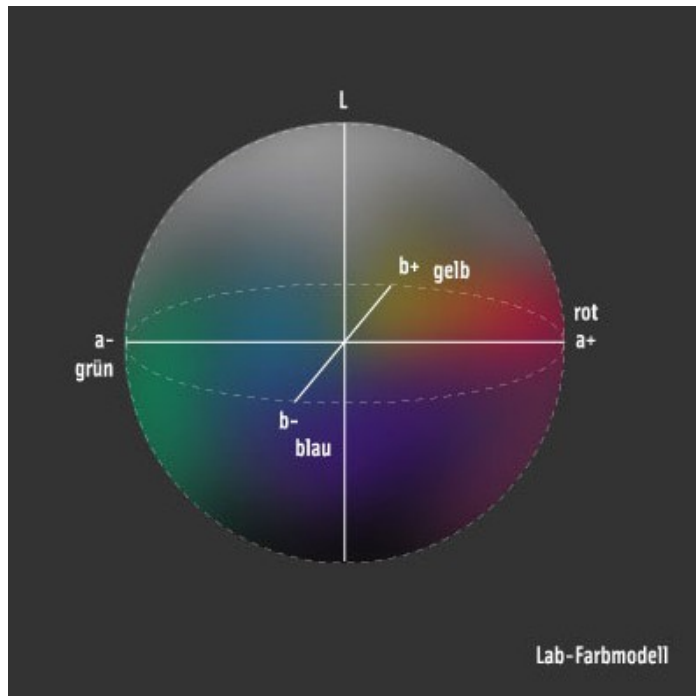


Abb.1. Das Lab- Farbmodell

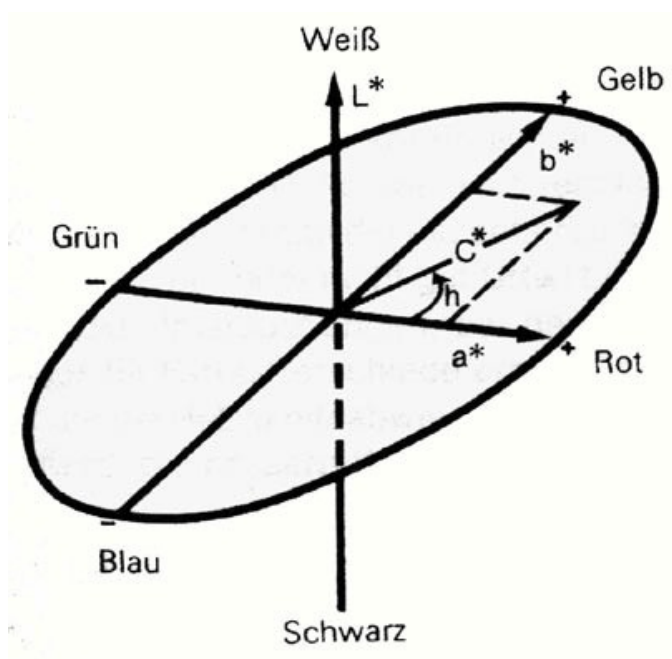


Abb. 2. Das $L^*a^*b^*$ - System.

L* = Lightness/Helligkeit, a* = rot/grün-Anteil,

b* = gelb/blau-Anteil, C* = Chroma/Sättigung,

h = Hue/Buntton. Auf der senkrechten Achse liegen die Unbunttöne.

Die L*a*b*-Werte verhalten sich entsprechend der Angaben gemäß Tab. 1 (Berger-Schunn 1994, Loos 1989):

Tab. 1: Empfindungsgemäße Änderung der CIELAB-Werte

	positiver	negativer
ΔL^*	heller	dunkler
Δa^*	roter	grüner
Δb^*	gelber	blauer

Möchte man nun den Unterschied zwischen zwei Farben (korrekte Bezeichnung nach CIE: Farbarten) quantifizieren, bedient man sich des geometrischen Abstandes zwischen den Punkten im CIELAB-System, der durch einen Vektor $\Delta E_{a,b}$ charakterisiert wird. Die Berechnung $\Delta E_{a,b}$ erfolgt nach folgender Formel (Russell et al. 2000):

$$\Delta E_{a,b} = \sqrt{\Delta L^2 + \Delta a^2 + \Delta b^2}$$

Die Lage eines Farbortes im dreidimensionalen Farbraum wird durch den Raumvektor E bestimmt. ΔE ist nach der CIELAB- Systembeschreibung unter günstigen Bedingungen ein Maß für den visuell erkennbaren Farbunterschied (CIELAB Systembeschreibung, 2002, Egger, 2002, Kolbeck et al., 2003, Balzer und Kaufmann-Jinoian 2004).

Als gerade noch tolerierbarer Farbunterschied im LAB Farbenraum wurde bei der Entwicklung der XYZ/L*a*b*-Umrechnungsformel der ΔE -Wert 1 definiert. Allerdings stellte sich in der Praxis heraus, dass ein visueller Empfindungsunterschied, v.a. beim Zahnfarbenvergleich am Patienten erst bei größeren Werten auftreten kann (Kuehni und Marcus 1979, Ruyter et al. 1987, Johnston und Kao 1989, Seghi et al. 1989, Setz et al. 1992, Goldstein und Schmitt 1993).

3 Aufgabenstellung / Ziele der Arbeit

Trotz langjähriger Forschung und Entwicklung gibt es bis heute keinen in der Zahnmedizin verwendeten Kunststoff, welcher der klinischen Anforderung an dauerhafte Farbstabilität vollständig entspricht. Deshalb sollte im experimentellen Teil der Arbeit zur Charakterisierung der Materialeigenschaften die exogene Verfärbungsneigung sowie die Entfärbungs- und Reinigungsmöglichkeit nach Lagerung in färbenden Medien, wie Kaffee, Tee, Tabak, Rotwein, Heidelbeeren, CHX, und Methylenblau von unterschiedlichen Kunststoffen untersucht werden. Neben Verblend- und Füllungskunststoffen wurden auch 2 PMMA- Kunststoffe, Prothesenzähne und 2 reine Polymere untersucht. Zudem sollten die Reinigungsmöglichkeiten in Bezug auf unterschiedliche Ausgangssituationen mit unterschiedlichen Oberflächenrauigkeiten und die Reinigungsintensität getestet werden.

Insgesamt wurden 13 Produkte untersucht, davon die Füllungskunststoffe Enamel HFO Plus, Filtek Supreme, Grandio und NanoPaq, die Verblendkunststoffe Ceramage, Dialog und Adoro, die Dimethacrylate TEGDMA und Bis-GMA, die Prothesenbasiskunststoffe Kalloccryl kalt und Kalloccryl heiß und die Prothesenzähne Mondial A1 und Mondial A3.

Es wird ein Ranking angestrebt, welches Aussagen über die Produktunterscheidung in der jeweiligen Kunststoffgruppe und zwischen den einzelnen Kunststoffgruppen erlaubt. Es sollte herausgefunden werden, welcher Kunststoff hinsichtlich der aufgeführten Werkstoffparameter die besten Ergebnisse erzielt.

Im Rahmen der Ergebnisauswertung erfolgt die Signifikanzprüfung. Hierbei kommt der Reliabilitätstest, der Kruskal-Wallis-Test und der Mann-Whitney-Test zur Anwendung.

Unter Berücksichtigung der Literatur und klinischer Aspekte besteht das Ziel, Hinweise zur Verfärbungsneigung insbesondere unterschiedlicher Komposit-Kunststoffe zu erstellen, sowie Empfehlungen für die praktische zahnärztliche Tätigkeit abzuleiten.

4 Material und Methode

4.1 Material

Die Charakterisierung der Werkstoffe basiert auf den entsprechenden Herstellerangaben (Packungsbeilagen, Produktdossiers und schriftliche Auskünfte). Die Verarbeitung der Werkstoffe erfolgte stets nach Herstellervorschrift.

4.1.1 Füllungskunststoffe

1 Enamel HFO Plus (Schütz Dental)

Feinpartikel- Hybrid- Komposit

Zusammensetzung: organische Matrix: Bis-GMA, UDMA,
1,4 - Butandiol dimethacrylat,
anorganische Füllstoffe: 75 [Gew.-%], pyrogene silanisierte
Kieselsäure, Glaspulver, Eisenoxidpigmente,
Titandioxidpigmente, Cu-phthalocyanin pigment
Chargennummer: LOT 2006103389

2 Filtek Supreme (3M Espe)

Nanokomposit

Zusammensetzung: organische Matrix: UDMA 5 – 15 [Gew.-%],
Bis-GMA 1 – 10 [Gew.-%],
TEGDMA < 5 [Gew.-%],
Bisphenol A bis(poly(oxyethylene)methacrylate) 5 – 15
[Gew.-%],
anorganische Füllstoffe: 78,5 [Gew.-%], Größe 20 bis 75 nm,
Kieselsäure (silanisiert) 5 - 10 [Gew.-%]
Chargennummer: LOT 2 AW

3 **Grandio** (Voco):

Nanohybridkomposit

Zusammensetzung: organische Matrix: UDMA (12-14%), Bis-GMA (11-12%)
anorganische Füllstoffe: 87 [Gew.-%] = 71,4 [Vol.-%]
Chargennummer: LOT 330023

4 **NanoPaq** (Schütz-Dental):

Nanohybridkomposit

Zusammensetzung: organische Matrix: Bis-GMA, UDMA,
1, 4 - Butandioldimethacrylat,
anorganische Füllstoffe: Agglomerierte Nano-Partikel,
pyrogene Kieselsäure (silanisiert), Glaspulver (silanisiert)
Chargennummer: LOT 2006102403

4.1.2 Verblendkunststoffe

5 **Ceramage** (Shofu)

Hybridkomposit

Zusammensetzung: organische Matrix: UDMA
anorganische Füllstoffe: 73 [Gew.-%]
Chargennummer: LOT 090527

6 **Dialog** (Schütz-Dental)

Hybridkomposit

Zusammensetzung: organische Matrix: Bis- GMA, Diurethandimethacrylat,
1,4-Butandioldimethacrylat
anorganische Füllstoffe: 53 [Gew.-%], Splitterpolymerisat aus
Vernetzter und silanisierter pyrogener Kieselsäure, Glaspulver
(silanisiert)
Chargennummer: LOT 2006102403

Zusammensetzung: organische Matrix: UDMA, aliphatisches Dimethacrylat
anorganische Füllstoffe: 60 [Gew.-%]
Chargennummer: LOT J15513

4.1.3 Prothesenbasiskunststoffe

10 **Kallocryl** (Speiko) - PMMA kalt

Zusammensetzung: Pulver: Polymethylmethacrylat, Benzoylperoxid, Farbstoff
Flüssigkeit: Methylmethacrylat, NN-Dimethyl-p-toluidin,
UV-Absorber, Aroma
Chargennummer: LOT 10310

11 **Kallocryl** (Speiko) - PMMA heiß

Zusammensetzung: Pulver: Polymethylmethacrylat, Benzoylperoxid, Farbstoff
Flüssigkeit: Methylmethacrylat, Aroma
Chargennummer: LOT 0308002

12 **Mondial A1** (Haereus- Kulzer)

Zusammensetzung: organische Matrix: Kreuzvernetztes PMMA Copolymer,
Vernetzeranteil < 10 %
Anorganische Matrix/Füllstoffe: anorganisch verstärktes
Perlpolymer, in Vorpolymer eingebettete nanoteilige Füllstoffe,
anorganische Anteile ca. 5-10%

13 **Mondial A3** (Haereus- Kulzer)

Zusammensetzung: organische Matrix: Kreuzvernetztes PMMA Copolymer,
Vernetzeranteil < 10 %

Anorganische Matrix/Füllstoffe: anorganisch verstärktes
Perlpolymer, in Vorpolymer eingebettete nanoteilige
Füllstoffe, anorganische Anteile ca. 5-10%

Indikation: Prothesenzähne

4.1.4 Verschiedene Dimethacrylate

8 **TEGDMA**

Zusammensetzung: organische Matrix: TEGDMA 100%

Indikation: Verdünnermonomer

9 **Bis-GMA**

Zusammensetzung: organische Matrix: Bis-GMA 95% +

Zusatz von 5% TEGDMA um Verarbeitbarkeit zu gewährleisten

4.2 Herstellung der Prüfkörper

Die Herstellung der Komposit- Prüfkörper gestaltete sich wie folgt:

Das jeweilige Material (1-10 siehe 4.1) wurde mit einem zahnärztlichen Spatel in eine eigens hergestellte PTFE (= Teflon)- Form eingebracht (siehe Abb. 3). Ober- und Unterseite der gefüllten Teflon- Form wurden zur Vermeidung bzw. Reduzierung einer durch Luftsauerstoff induzierten Polymerisationsinhibitionsschicht mit einer Klarsichtfolie abgedeckt. Anschließend wurden die Prüfkörper 180 Sekunden beidseitig im Dentacolor XS – Gerät (Heraeus Kulzer) ausgehärtet.

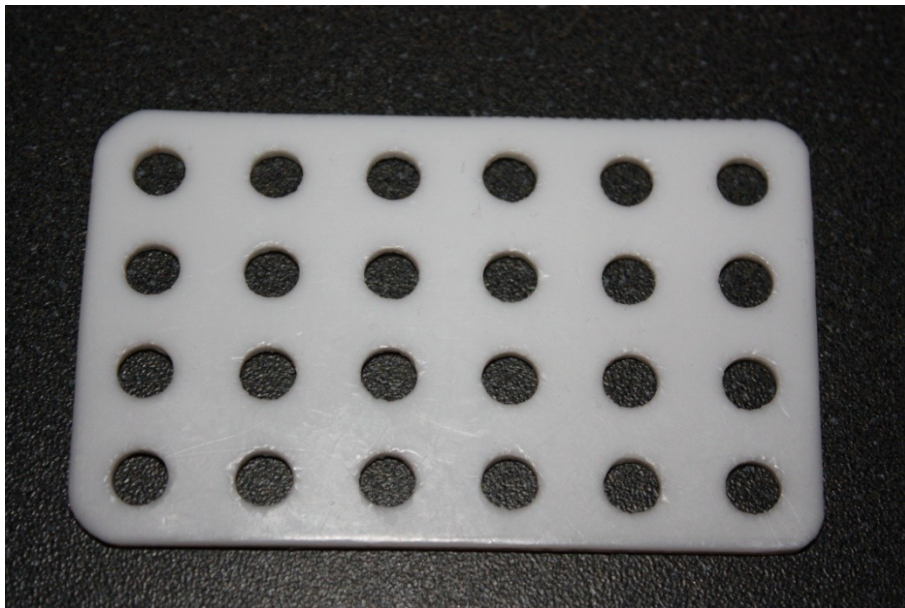


Abb.3: Prüfkörperform zur Herstellung zylinderförmiger Proben

Jeder zylindrische Prüfkörper hat einen Durchmesser von 6 mm und eine Höhe von 2 mm.

Ein Teil der Prüfkörper wurde mit einem 30 µm Diamant bei 6000 U/min bearbeitet.

Ein anderer Teil wurde erst mit einem 30 µm Diamant bearbeitet und danach mit dem CompoMaster Polierer (Shofu) bei 2000 U/min poliert.

Somit standen 3 Oberflächen für die Untersuchungen der einzelnen Materialien bereit:

1. unter Folie polymerisiert
2. bearbeitet mit einem 30 µm Diamant
3. bearbeitet mit einem 30 µm Diamant und anschließend poliert mit dem Polierer CompoMaster.

Bei den Prothesenzähnen Mondial A1 und Mondial A3 wurden die Oberflächen analog den Kompositen bearbeitet. Ein Teil der Prothesenzähne wurde im Ausgangszustand belassen. Die anderen wurden jeweils palatinal mit einem 30 µm Diamanten von inzisal in Richtung zervikal bearbeitet. Wiederum ein anderer Teil wurde anschließend mit dem Polierer Compomaster poliert.

Die Herstellung des Kallocryl Heißpolymerisates erfolgte unter Druck in einer Küvette nach Herstellerangaben. Zuvor wurde eine Form aus Gips hergestellt. Die Ausarbeitung erfolgte analog den anderen Prüfkörpern.

Nach der Bearbeitung der Prüfkörper wurden jeweils 5 zur Aufnahme der entsprechenden Versuchsreihen in eine Kunststoff-Matrize gegeben (siehe Abb.4). Diese erleichterte die Positionierung der Prüfkörper im Gefäß mit den jeweiligen färbenden Medien. Zugleich konnte dadurch ein gleichmäßiger Kontakt der Proben zum färbenden Medium realisiert werden. Eventuelle Sedimentationen von Farbstoffen oder Pigmenten führten so nicht zu ungewünschten Ablagerungen auf den Prüfkörpern. In einem Gefäß mit der jeweiligen färbenden Lösung wurden somit jeweils 11 Komposite mit einem Silikon am Rand befestigt (siehe Abb.5+6).

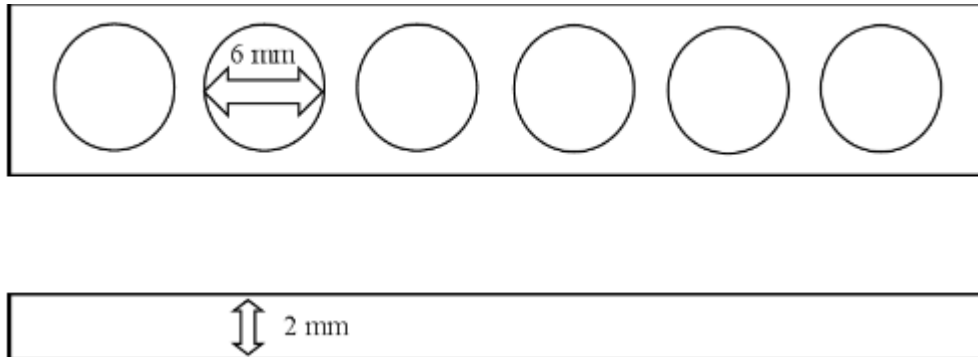


Abb.4: Kunststoffmatrize zur Aufnahme der zylinderförmigen Proben

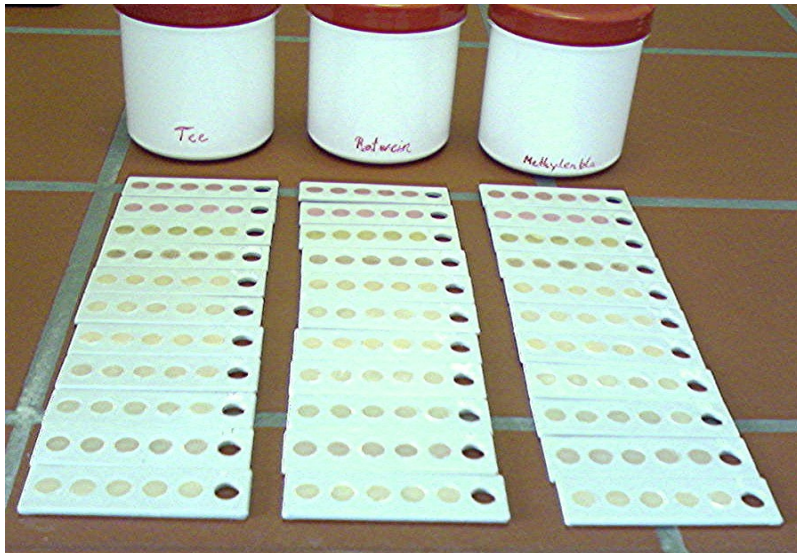


Abb. 5: Prüfkörperformen zur Aufnahme der zylinderförmigen Proben



Abb. 6: Gefäß mit dest. Wasser und befestigten Prüfkörperformen

4.3 Untersuchungsmethoden

4.3.1 Exogene Verfärbungsneigung

Je Kunststoff wurden 25 zylinderförmige Prüfkörper analog 4.2. gefertigt. Die Prüfkörper wurden mit jeweils 3 unterschiedlichen Oberflächen

1. unter Folie polymerisiert
2. bearbeitet mit einem 30 µm Diamant
3. bearbeitet mit einem 30 µm Diamant und anschließend poliert mit dem Polierer Compomaster

in die 7 färbenden Flüssigkeiten bzw. aqua dest. gegeben und für 4 Wochen bei 37 °C aufbewahrt. Parallel dazu wurden Kontrollprüfkörper über den gesamten Zeitraum hin trocken und dunkel gelagert. Die färbenden Flüssigkeiten wurden folgender Maßen hergestellt (Joachim, 1991):

Medium	Herstellung
Kaffee: („Melitta" Harmonie Naturmild)	3,4 g Kaffeepulver mit 60 ml kochendem Wasser überbrüht, 10 min ziehen lassen
Tee: „Lipton" Assam	2,75 g losen, schwarzen Tee mit 60 ml kochendem Wasser aufbrühen, 10 min ziehen lassen
Tabak: (American Blend „Scout")	2,2 g loser Zigarettentabak in 100 ml kochendes Wasser geben, 10 min ziehen lassen
Rotwein: (Cabernet Sauvignon)	durch den Hersteller 2006, Chile
Chlorhexidin: (Lemocin CX)	durch den Hersteller Novartis Consumer Health Charge: H00884A

Heidelbeeren/saft:

Naturheidelbeeren gesammelt und gekocht

Methylenblau:

0,005%

Da die visuelle Einschätzung zur Beurteilung der Verfärbungen sehr subjektiv ist, wurden die Prüfkörper mit dem computergestützten Farbmessgerät Shade Eye NCC (Shofu) quantitativ ausgewertet. Mit diesem auf dem CIELAB-System (Commission Internationale de l'Eclairage) basierenden Gerät wurde jeder Prüfkörper unter Messgerät-Kontakt auf einer weißen Unterlage gemessen. Dabei wurde die Messspitze des Farbmessgerätes immer in der Probenmitte positioniert. Nach dem gleichen Prinzip wurde als Referenz für jedes Präparat der trocken und dunkel gelagerte Kontrollprüfkörper vermessen. Aus den Einzelfarbwerten L , a und b , welche Informationen über Helligkeit, Farbton und Sättigung geben, konnte die Farbveränderung ΔE nach folgender Formel berechnet werden:

$$\Delta E = \sqrt{(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2}$$

L_1 , a_1 und b_1 stehen für die Messwerte der im Medium gelagerten Prüfkörper und L_2 , a_2 und b_2 repräsentieren die Messwerte der Kontrollprüfkörper, wobei ΔL die Helligkeitsänderung, Δa die Veränderung auf der Rot-Grün-Achse und Δb die Veränderung auf der Gelb-Blau-Achse beschreibt (siehe Tab.1).

Zudem wurde aus den drei Komponenten L , a und b der Verfärbungsgrad V eines Kunststoffes über alle Medien gemittelt errechnet, welcher die Streuung der L a b - Werte um die Kontrollprobe widerspiegelt.

$$V = \sqrt{\frac{\sum(x_1 - x)^2}{n-1}}$$

V = Verfärbungsgrad

x = Messwert der Kontrollprüfkörper

x_1 = Messwert der im Medium gelagerten Prüfkörper

n = Zahl der unterschiedlichen Medien

4.3.2 Entfärbungs- und Reinigungsmöglichkeit

Da sich an Kunststoffen exogene Verfärbungen während der Gebrauchsperiode nicht vermeiden lassen, sollte geprüft werden, inwieweit eine Beseitigung der Verfärbungen effektiv möglich ist. Dabei sollte auch untersucht werden, ob sich durch die verschiedenen Reinigungsverfahren die Oberfläche verschlechtert.

Die Untersuchung wurde an 13 verschiedenen Kunststoffen mit 3 unterschiedlichen Bearbeitungsstufen anhand der färbenden Medien Tee, Rotwein und Metylenblau durchgeführt (siehe 4.3.1).

Die Prüfkörper wurden unterschiedlichen, praxisrelevanten Reinigungsverfahren ausgesetzt, getrocknet und anschließend mit dem Farbmessgerät Shade Eye NCC (Shofu) vermessen und die Farbänderung bzw. der Verfärbungsgrad ΔE wurde ermittelt.

Die Prüfkörper wurden in 2 Gruppen aufgeteilt:

1. Reinigung nach 4 Wochen Lagerung in einem Medium.
2. tägliche Reinigung und Messung während der Lagerung im jeweiligen Medium für insgesamt 4 Wochen.

Bei jeder Gruppe gab es 3 verschiedene Bearbeitungsstufen:

1. unter Folie polymerisiert
2. bearbeitet mit einem 30 μm Diamant
3. bearbeitet mit einem 30 μm Diamant und anschließend poliert mit dem Polierer CompoMaster

Die Reinigungsverfahren waren folgende:

1. Ultraschallreinigung im Sonorex TK 30 - Gerät (Bandelin):

Ultraschallreiniger: - VOCO UL 10 Ultraschalluniversalreinigungskonzentrat (Voco)

Charge: 013658

pH-Wert (bei Verdünnung 1:3): 4-5

Zeit: 3 min

2. Nadelstrahlreinigung im ECOCLEAN- Glanzgerät (Schütz):

Reinigungsbad : - 14 ml Reinigungsfluid grün (Schütz)
 - 150 ml destilliertes Wasser
 - 200 g Reinigungsnadeln (aus V2A-Stahl, Länge: ≈ 5 mm, $\varnothing \approx 0,5$ mm
 mehrfach gebraucht)

Zeit: 30 min

Das Funktionsprinzip des ECOCLEAN-Glanzgerätes (Schütz) beruht auf der Erzeugung eines magnetischen Feldes, in welchem die im Reinigungsbad befindlichen Nadeln rotieren. Dadurch üben sie einen mechanischen Reinigungseffekt auf die Prüfkörper aus, welcher durch das zugesetzte Reinigungsfluid noch chemisch verstärkt wird. Die Nadeln haben abgerundete Enden, um die zu reinigenden Objekte nicht zu verletzen.

3. Reinigung mittels Tabletten-Reinigerlösung:

Produkt: Kukident Aktiv 3

Hersteller: Reckitt-Benckiser Deutschland AG

Charge: #172322

pH- Wert: 5,6 bei jeweils 1 Tablette auf 100 ml Wasser

Die Prüfkörper wurden in Bechergläsern bei Raumtemperatur für 30 Minuten mit der Reinigungslösung (1 Tablette pro 100 ml) bedeckt.

4. Mechanische Reinigung mit der Blend-a-dent Zahnbürste und zwei Zahnpasten:

Reinigungsmittel:	Hersteller:	Charge:
Zahnpaste		
Blend-a-med	Blend-a-med	50053420R
Zahnpaste		
Colgate white sensation	Colgate-Palmolive	nicht bekannt

Die Prüfkörper wurden jeweils 1 min gereinigt.

4.3.3 Oberflächenrauigkeit (R_a -Wert)

Die Oberflächengüte eines Werkstoffes wird durch seine Oberflächengestalt und seine Oberflächeneigenschaften bestimmt. Bei der Beschreibung der Oberflächengestalt ist die wirkliche Oberfläche von der Ist-Oberfläche abzugrenzen. Die wirkliche Oberfläche eines Werkstoffes ist seine Begrenzung zum umgebenden Medium, wohingegen die messtechnisch erfassbare Oberfläche die Ist-Oberfläche darstellt. „Die Gesamtheit aller Abweichungen der Ist-Oberfläche von der geometrisch idealen Oberfläche bezeichnet man als Gestaltabweichung.“ Diese ist in 6 Ordnungen unterteilt. Die wichtigsten stellen Formabweichung, Welligkeit und Rauheit dar (Fischer et al. 1990, Jung und Borchers 2000, Hommelwerke, Firmenschrift Rauheitsmessung 1993).

Die Güte einer Oberfläche zeigt sich in der Rauheit, als Maß für die Gestaltabweichung, in der Härte und der Porosität eines Materials (Lindemann und Körber 1985).

Mittels mechano-elektrischer Abtastgeräte lässt sich die Oberfläche von Werkstoffen profilometrisch erfassen. Relevante Rauheitsmessgrößen sind z.B. der arithmetische Mittenrauwert R_a , die gemittelte Rautiefe R_z und die maximale Rautiefe R_t . Nachfolgend sollen die aufgeführten Rauheitsparameter entsprechend DIN EN ISO 4287 näher charakterisiert werden.

1. arithmetischer Mittenrauwert R_a :

Der Mittenrauwert R_a ist der arithmetische Mittelwert aller Profilabweichungen des Rauheitsprofils R von der mittleren Linie innerhalb der Gesamtmessstrecke l_m (Abb. 7). Die Mittellinie ist dabei eine konstruierte Linie, welche durch Filterung des abgetasteten Profils entsteht. Sie teilt das Profil so, dass die Summe aller Flächen oberhalb und unterhalb von ihr gleich groß ist (Hommelwerke, Firmenschrift Rauheitsmessung 1993).

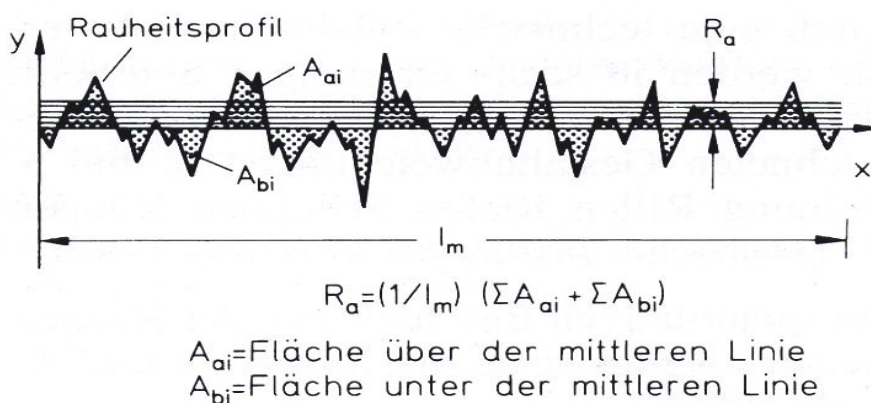


Abb. 7: Arithmetischer Mittenrauwert R_a (Eichner und Kappert 2005)

2. gemittelte Rautiefe R_Z :

Die gemittelte Rautiefe R_Z stellt das arithmetische Mittel aus den Einzelrautiefen Z_1 bis Z_5 fünf aufeinanderfolgender Einzelmessstrecken Z_e dar, wobei die Einzelrautiefe als senkrechter Abstand zwischen höchstem und tiefsten Punkt des Rauheitsprofils R innerhalb einer Einzelmessstrecke l_e definiert ist (Hommelwerke, Firmenschrift Rauheitsmessung, 1993).

3. maximale Rautiefe R_t

Die maximale Rautiefe R_t ist durch den maximalen Abstand von der höchsten Profilerhebung bis zum tiefsten Profiltal innerhalb der Messstrecke l_m gekennzeichnet. R_t wird durch einzelne Profilausreißer, welche i.d.R. nicht funktionsentscheidend sind, beeinflusst (Hommelwerke, Firmenschrift Rauheitsmessung 1993).

Für die Bestimmung des R_a -Wertes der Proben kam der Hommeltester T1000 (Hommelwerke) zum Einsatz. Der Hommeltester T1000 (Hommelwerke) ist ein elektro-mechanisches Tastschnittgerät, welches auf einer Taststrecke die Oberfläche zweidimensional erfasst. Dabei bewegt sich eine Diamantspitze horizontal zur Werkstückoberfläche, wobei der vertikale Hub in ein elektrisches Signal umgesetzt wird und kleinste Vertikalbewegungen registriert werden (Abb. 8). Die Messstrecke l_m betrug abzüglich der Vorlaufstrecke 1,25 mm. Zur Erfassung des Rauheitsprofils, welches durch die festgelegte Grenzwellenlänge $l_c = 0,25$ mm vom Welligkeitsprofil abgegrenzt wird, diente der M1 Filter (DIN 4777).

Als Rauheitsmessgröße wurde der arithmetische Mittenrauwert R_a ermittelt.

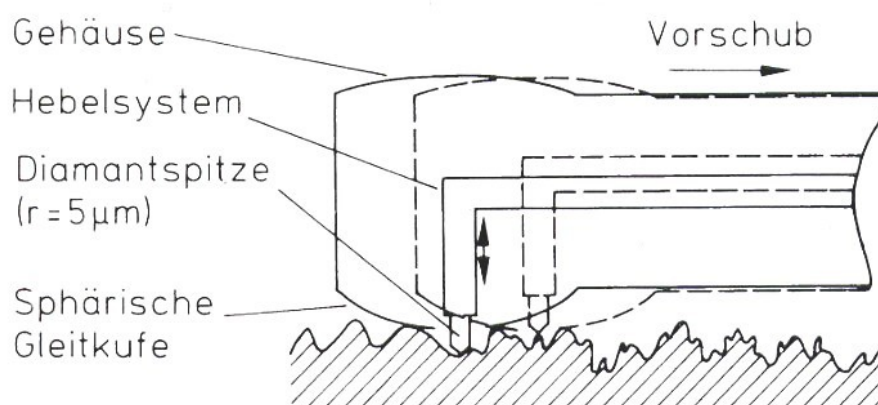


Abb. 8: Prinzip des Tastschnittverfahrens mit Kufentaster (Eichner und Kappert 2005)

Diese Untersuchungen dienten dazu, die Oberflächenqualität der 13 Produkte (siehe 4.1) vor und nach Reinigung zu bestimmen. Bei der R_a -Wert Bestimmung der einzelnen Prüfkörper gab es jeweils 2 Gruppen. Bei einer Gruppe wurde 28 Tage täglich mit Blend-a-med Zahncreme analog 4.3.2 gereinigt und anschließend die Oberflächenrauigkeit gemessen. In der anderen Gruppe wurde der jeweilige Werkstoff 28 Tage im färbenden Medium Methylenblau belassen, danach einmal gereinigt und anschließend ebenfalls die Oberflächenrauigkeit gemessen. Jeweils 3 verschiedene Oberflächen wurden messtechnisch analysiert:

1. unter Folie polymerisiert
2. bearbeitet mit einem 30 μm Diamant
3. bearbeitet mit einem 30 μm Diamant und anschließend poliert mit dem Polierer CompoMaster.

Es sollte untersucht werden, ob sich die Oberfläche durch Reinigung und Reinigungsintensität verändert und ob die verschiedenen Reinigungsverfahren einen Einfluss auf die Oberflächenbeschaffenheit/güte haben.

4.4 Statistische Analyse

Im Rahmen der Ergebnisauswertung erfolgte die Signifikanzprüfung. Hierbei kam der Reliabilitätstest, der Kruskal-Wallis-Test und der Mann-Whitney-Test zur Anwendung.

Mit dem Reliabilitätstest kann gezeigt werden, dass wiederholte Messungen desselben Objektes gleiche Ergebnisse liefern. Die Reliabilität ist die notwendige Bedingung für die Gültigkeit der mit dem computergestützten Farbmessgerät Shade Eye NCC (Shofu) erhobenen Messwerte. Ein Reliabilitätskoeffizient $r \geq .95$ bedeutet eine sehr gute Übereinstimmung.

Mit dem Kruskal-Wallis-Test kann gezeigt werden, ob sich verschiedene unabhängige Messreihen hinsichtlich einer Variable in ihrem Mittelwert unterscheiden. Es wurden im Rahmen der Untersuchung der Oberflächenbeschaffenheit der Probenkörper die drei unterschiedlichen Oberflächen untersucht.

Der Mann-Whitney-Test lässt darüber hinaus eine Entscheidung zu, ob sich 2 unterschiedliche Oberflächen, wie z.B. unter Folie polymerisiert und bearbeitet mit einem 30 µm Diamant, signifikant voneinander unterscheiden. Werte mit $p \leq 0,05$ zeigen, dass eine signifikante Abweichung zweier Oberflächen vorliegt. Werte mit $p \geq 0,05$ zeigen keine signifikanten Unterschiede von den zwei zu untersuchten Oberflächen.

5 Ergebnisse

Die Ergebnistabellen und Signifikanzprüfungen (mit SPSS 17 erstellt) befinden sich im Anhang.

5.1 Statistische Überprüfung der gemessenen ΔE -Werte

Der Reliabilitätskoeffizient r lag bei jeweils 10 Messungen der 13 verschiedenen Probekörper bei $r \geq .95$ und liefert demnach eine sehr gute Übereinstimmung. Tabelle 2 zeigt, dass nur eine Messung pro Probekörper ausreichend ist, um ein statistisch verlässliches Ergebnis des ΔE -Wertes zu erhalten.

Tab. 2: Statistische Überprüfung der gemessenen ΔE -Werte

		Messung 1	Messung 2	Messung 3	Messung 4	Messung 5	Messung 6	Messung 7	Messung 8	Messung 9	Messung 10	Mittelwert	Standardabweichung
1	L	72,0	72,4	72,5	72,3	72,4	72,4	72,3	72,4	72,3	72,5	72,4	0,143372088
	a	0,7	0,9	1,0	0,8	0,8	0,9	0,8	0,8	0,8	0,9	0,8	0,084327404
	b	19,8	20,6	20,7	20,0	20,6	20,6	20,0	20,6	20,0	20,6	20,4	0,350396601
2	L	65,8	65,5	65,4	65,6	65,4	65,5	65,6	65,4	65,6	65,5	65,5	0,125166556
	a	3,4	3,4	3,4	3,4	3,4	3,4	3,4	3,4	3,3	3,4	3,4	0,031622777
	b	16,8	16,5	16,2	16,4	16,3	16,5	16,4	16,3	16,7	16,6	16,5	0,188856206
3	L	70,1	69,9	70,0	70,1	69,5	69,9	70,1	69,5	70,1	70,0	69,9	0,234757558
	a	0,0	-0,1	0,0	0,0	-0,1	-0,1	0,0	-0,1	0,0	0,0	0,0	0,051639778
	b	17,6	17,2	17,6	17,4	16,7	17,2	17,4	16,7	17,5	17,3	17,3	0,327278339
4	L	71,0	71,1	70,9	71,0	71,3	71,1	71,0	71,3	71,1	70,9	71,1	0,141813649
	a	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,8	0,7	0,8	0,031622777
	b	16,6	16,7	16,3	16,5	16,8	16,7	16,5	16,8	16,5	16,5	16,6	0,159513148
5	L	75,4	75,4	75,4	75,4	75,4	75,4	74,4	75,4	75,4	75,1	75,3	0,319895816
	a	0,8	0,7	0,7	0,8	0,7	0,7	0,8	0,7	0,8	0,6	0,7	0,067494856
	b	23,2	22,8	23,3	23,2	23,2	22,8	23,2	23,2	23,2	23,2	23,1	0,17669811
6	L	74,5	74,5	74,5	74,5	74,4	74,5	74,5	74,4	74,5	74,3	74,5	0,06992059
	a	-0,1	0,0	0,0	-0,1	0,0	0,0	-0,1	0,0	0,0	0,0	0,0	0,048304589
	b	19,3	19,1	19,3	19,2	19,2	19,1	19,2	19,2	19,2	18,8	19,2	0,142984071
7	L	73,0	73,0	73,0	73,0	73,1	73,0	73,0	73,1	73,0	73,0	73,0	0,042163702
	a	0,3	0,2	0,5	0,3	0,3	0,2	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,081649658
	b	23,5	23,5	23,7	23,5	23,6	23,5	23,5	23,6	23,5	23,7	23,6	0,084327404
8	L	83,5	84,0	83,8	83,7	83,0	84,0	83,7	83,0	83,5	83,3	83,6	0,362859018
	a	-3,2	-3,2	-3,2	-3,2	-3,2	-3,2	-3,2	-3,2	-3,2	-3,0	-3,2	0,063245553
	b	18,7	19,0	18,8	18,7	18,7	19,0	18,7	18,7	18,7	18,7	18,8	0,125166556
9	L	75,4	75,5	75,6	75,4	75,0	75,5	75,4	75,0	75,3	74,8	75,3	0,264365067
	a	-7,9	-7,8	-7,9	-7,9	-7,8	-7,8	-7,9	-7,8	-7,9	-7,8	-7,9	0,052704628
	b	48,4	48,5	48,5	48,4	48,0	48,5	48,4	48,0	48,4	47,9	48,3	0,23570226
10	L	66,0	66,5	66,5	66,0	66,1	66,5	66,0	66,1	66,2	66,4	66,2	0,221359436
	a	21,1	21,5	21,3	21,1	21,2	21,5	21,1	21,2	21,1	21,3	21,2	0,157762128
	b	13,6	14,0	14,1	13,6	13,6	14,0	13,6	13,6	13,7	14,0	13,8	0,21499354
11	L	61,7	61,7	61,9	61,7	61,5	61,7	61,7	61,5	61,6	61,5	61,7	0,126929552
	a	20,7	20,6	20,8	20,7	20,8	20,6	20,7	20,8	20,7	20,6	20,7	0,081649658
	b	17,1	17,1	17,3	17,1	17,2	17,1	17,1	17,2	17,1	16,8	17,1	0,128668394
12	L	71,6	71,4	71,5	71,6	71,5	71,4	71,6	71,5	71,6	71,9	71,6	0,142984071
	a	-0,6	-0,4	-0,7	-0,6	-0,7	-0,4	-0,6	-0,7	-0,6	-0,7	-0,6	0,115470054
	b	5,4	5,5	5,8	5,4	5,8	5,5	5,4	5,8	5,4	5,9	5,6	0,207899548
13	L	68,0	67,8	67,8	68,0	68,0	67,8	68,0	68,0	68,0	68,0	67,9	0,096609178
	a	-0,4	-0,4	-0,2	-0,4	-0,3	-0,4	-0,4	-0,3	-0,4	-0,2	-0,3	0,084327404
	b	12,1	12,3	12,1	12,1	12,1	12,3	12,1	12,1	12,1	12,0	12,1	0,09486833

5.2 Exogene Verfärbung

Die exogene Verfärbung der untersuchten *Füllungskomposite* ist unter Berücksichtigung der ΔE -Werte aller färbenden Medien **unter Folie** in aufsteigender Rangfolge folgende: Enamel HFO Plus, NanoPaq, Grandio, Filtek Supreme (Abb.9).

Enamel HFO Plus war mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 12,6 am geringsten und Filtek Supreme mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 26,1 am stärksten verfärbt.

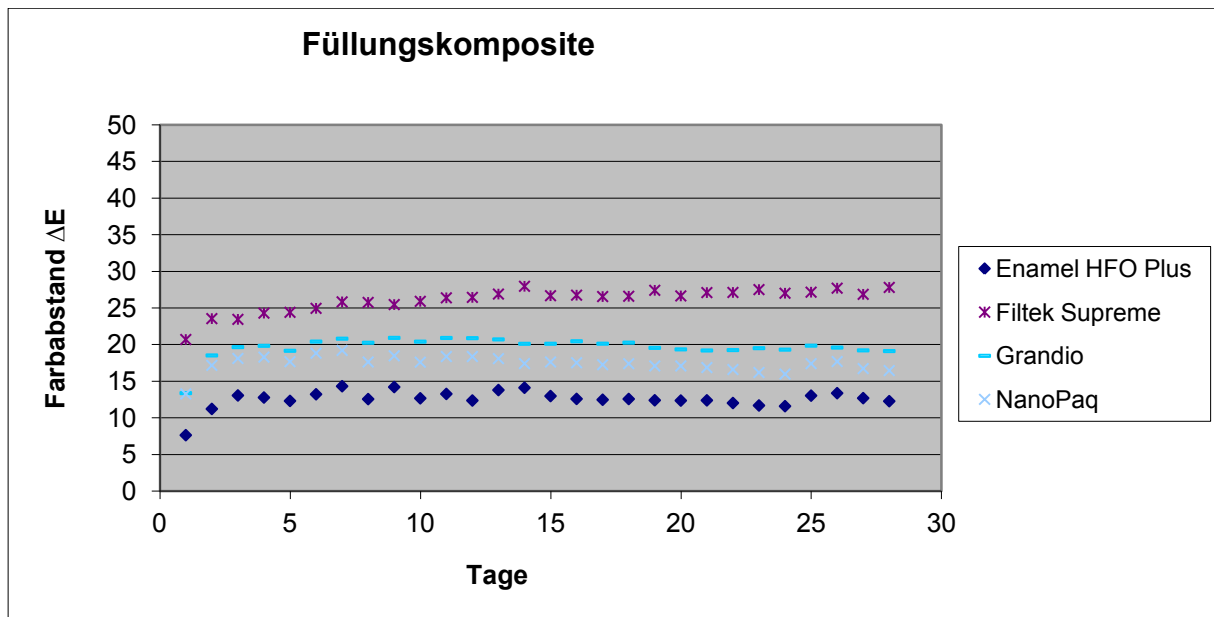


Abb.9: Farbabstand ΔE gemittelt über alle Medien der Füllungskomposite unter Folie während 4 Wochen Lagerung in den Medien.

Die exogene Verfärbung der untersuchten *Verblendkomposite* ist unter Berücksichtigung der ΔE -Werte aller färbenden Medien **unter Folie** in aufsteigender Rangfolge folgende: Dialog, Adoro, Ceramage (Abb.10). Dialog war mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 11,5 am wenigsten und Ceramage mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 16,2 am stärksten verfärbt.

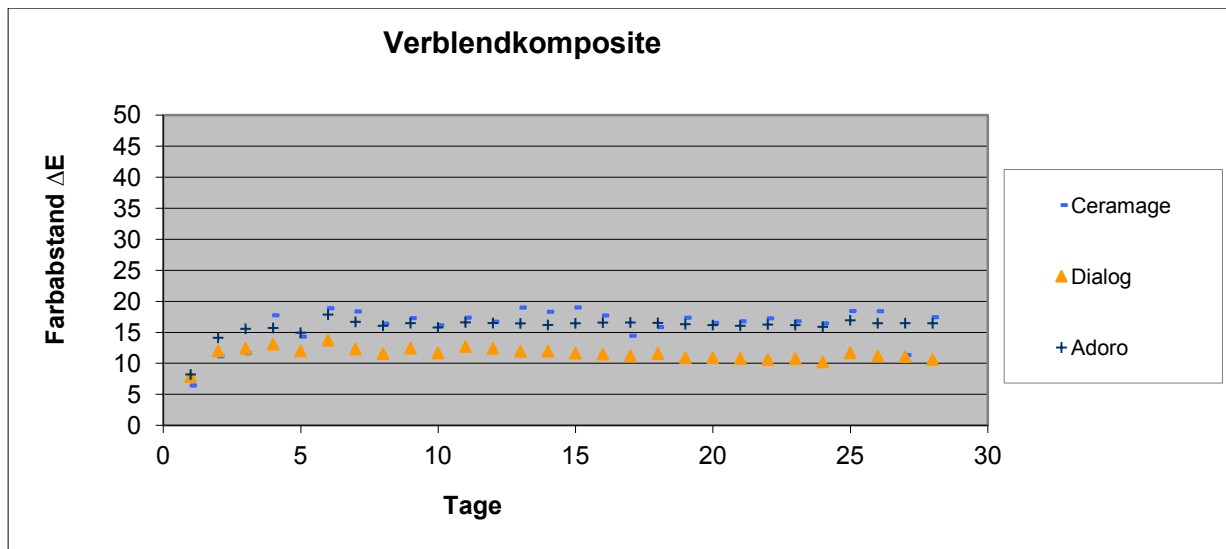


Abb.10: Farbabstand ΔE gemittelt über alle Medien der Verblendkomposite unter Folie während 4 Wochen Lagerung in den Medien.

Bei den *Dimethacrylaten* wurde Bis-GMA mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 45,7 am stärksten verfärbt. Bei TEGDMA betrug der durchschnittliche ΔE -Wert 33,6 (Abb.11).

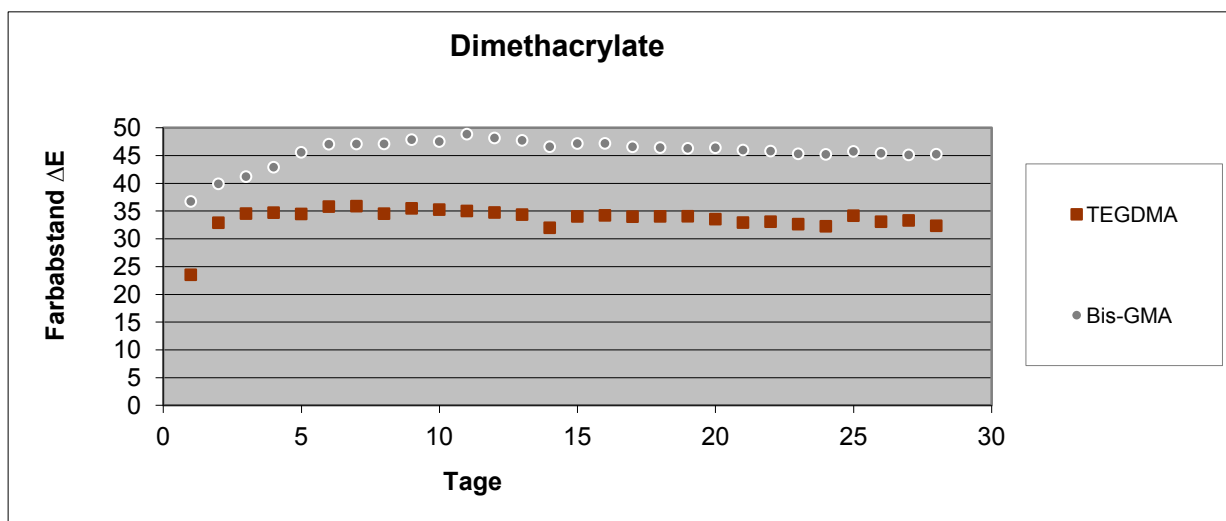


Abb.11: Farbabstand ΔE gemittelt über alle Medien der Dimethacrylate unter Folie während 4 Wochen Lagerung in den Medien.

Die exogene Verfärbung der untersuchten *PMMA- Kunststoffe* ist unter Berücksichtigung der ΔE -Werte aller färbenden Medien **unbearbeitet** in aufsteigender Rangfolge folgende: Mondial A3, Mondial A1, PMMA heiß, PMMA kalt (Abb.12).

Die Prothesenzähne Mondial A3 und A1 waren mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 3,5 bzw. 5,3 am geringsten und PMMA kalt mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 14,6 am stärksten verfärbt. PMMA heiß wurde mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 10,5

weniger stark verfärbt als PMMA kalt.

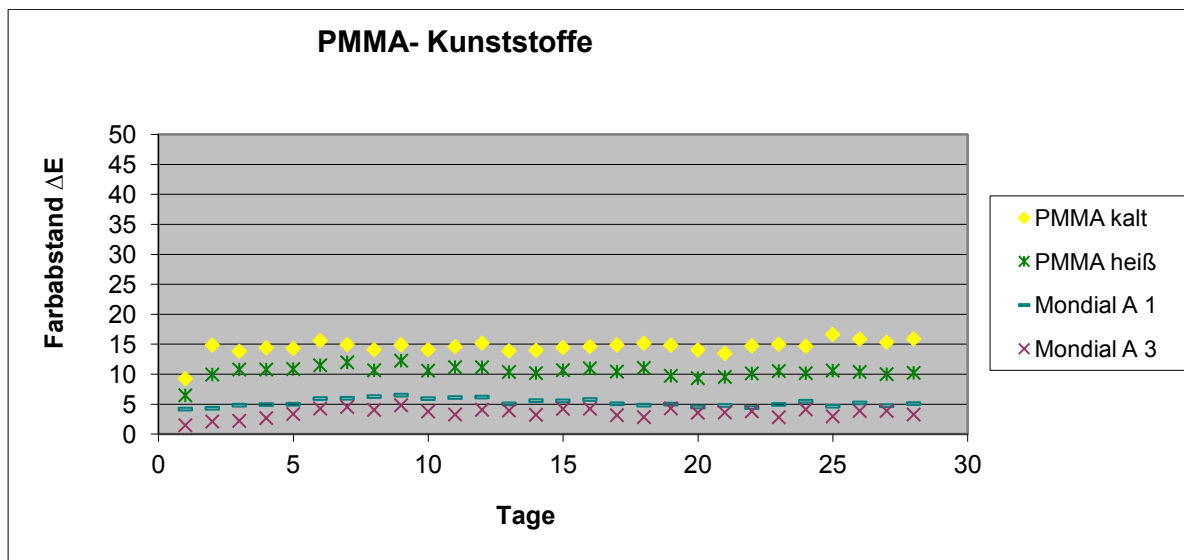


Abb.12: Farbabstand ΔE gemittelt über alle Medien der PMMA- Kunststoffe unter Folie bzw. unbearbeitet während 4 Wochen Lagerung in den Medien.

Die Bearbeitung der Prüfkörper mit einem 30 μm Diamanten führte zu signifikant größeren Verfärbungen der Prüfkörper. Der Farbabstand zwischen den einzelnen Kunststoffen wurde geringer.

Die exogene Verfärbung der untersuchten *Füllungskomposite* **nach Bearbeitung mit Diamant** ist unter Berücksichtigung der ΔE -Werte aller färbenden Medien in Abb.13 dargestellt. Es gab keine sehr großen Unterschiede zwischen den Produkten.

Dies spiegelte sich in durchschnittlichen ΔE -Werten von 22,5 [EP] bis 24,7 [NP] wieder.

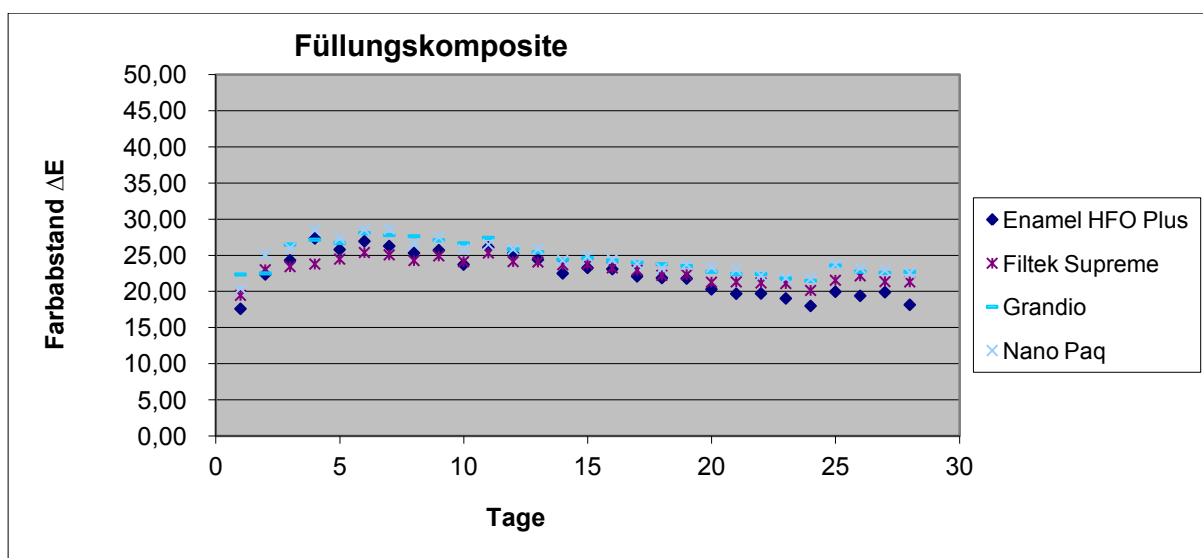


Abb.13: Farbabstand ΔE gemittelt über alle Medien der Füllungskomposite nach Bearbeitung mit einem Diamant während 4 Wochen Lagerung in den Medien.

Die exogene Verfärbung der untersuchten *Verblendkomposite* **nach Bearbeitung mit Diamant** ist unter Berücksichtigung der ΔE -Werte aller färbenden Medien in aufsteigender Rangfolge folgende: Adoro, Dialog, Ceramage (Abb.14).

Adoro und Dialog waren mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 21,4 bzw. 22,9 signifikant am wenigsten verfärbt. Ceramage war mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 28,4 signifikant stärker verfärbt.

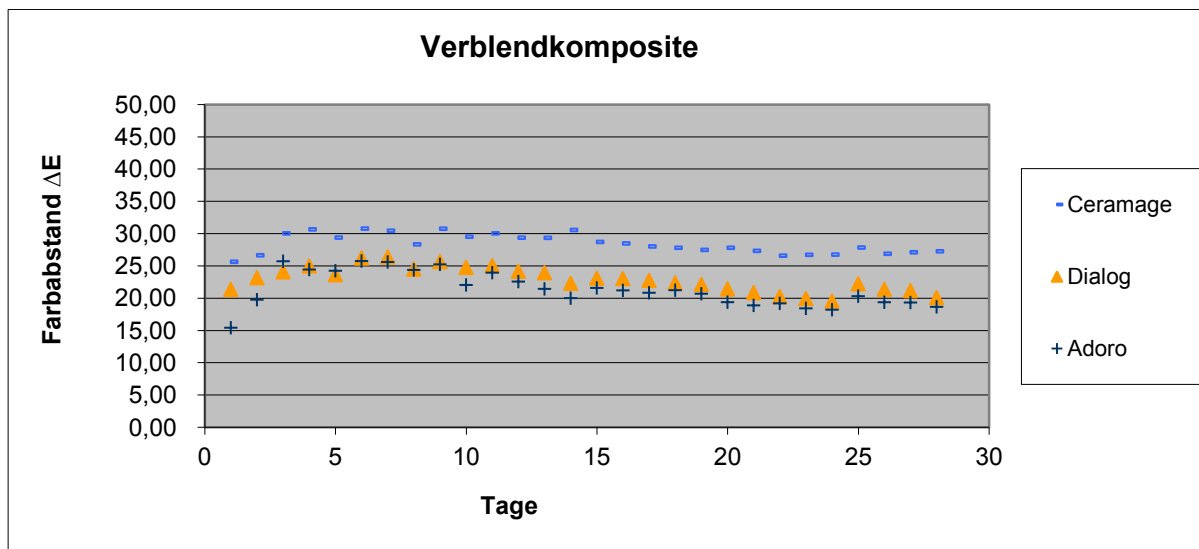


Abb.14: Farbabstand ΔE der Verblendkomposite gemittelt über alle Medien nach Bearbeitung mit einem Diamant während 4 Wochen Lagerung in den Medien.

Bei den *Dimethacrylaten* wurde mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 37,3 Bis-GMA am deutlichsten verfärbt. Bei TEGDMA wurde ein durchschnittlicher ΔE -Wert von 27,6 ermittelt (Abb.15).

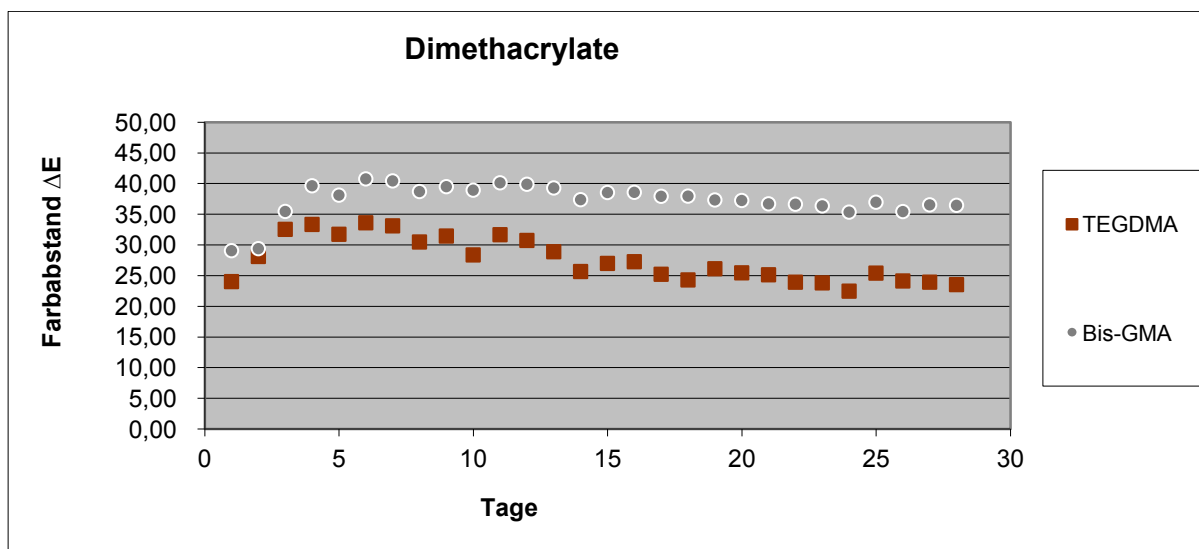


Abb.15: Farbabstand ΔE der Dimethacrylate gemittelt über alle Medien nach Bearbeitung mit einem Diamant während 4 Wochen Lagerung in den Medien.

Die exogene Verfärbung der untersuchten *Prothesenbasiskunststoffe* **nach Bearbeitung mit Diamant** ist bei Berücksichtigung der ΔE -Werte aller färbenden Medien in Abb.16 dargestellt. Bei Mondial A3 gab es die signifikant geringsten Verfärbungen, was mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 11,9 zum Ausdruck kommt. PMMA heiß wies einen durchschnittlichen ΔE -Wert von 14,5 auf. Mondial A3 kam auf einen durchschnittlichen ΔE -Wert von 15,9 und PMMA kalt auf 16,4.

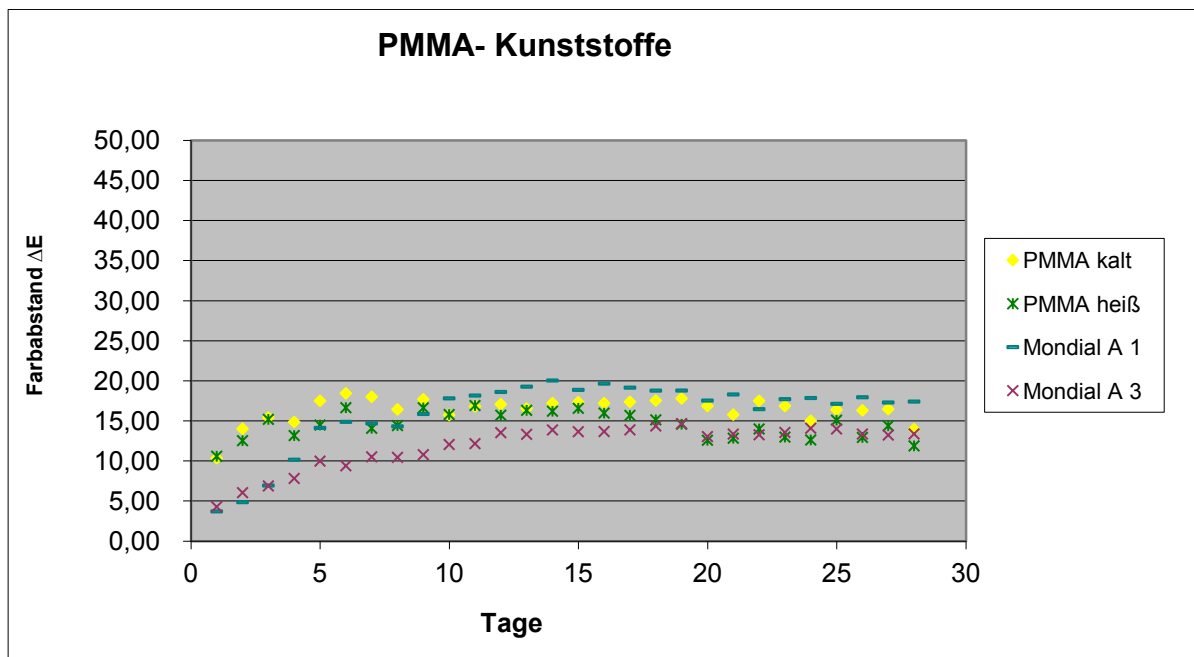


Abb.16: Farbabstand ΔE der PMMA- Kunststoffe gemittelt über alle Medien nach Bearbeitung mit einem Diamant während 4 Wochen Lagerung in den Medien.

Die exogene Verfärbung der untersuchten *Füllungskomposite* **nach Politur** ist bei Berücksichtigung der ΔE -Werte aller färbenden Medien in Abb.17 dargestellt. Enamel HFO Plus war mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 12,1 signifikant am geringsten verfärbt. Filtek Supreme wies einen durchschnittlichen ΔE -Wert von 14,2 auf, gefolgt von NanoPaq (15,2) und Grandio (16).

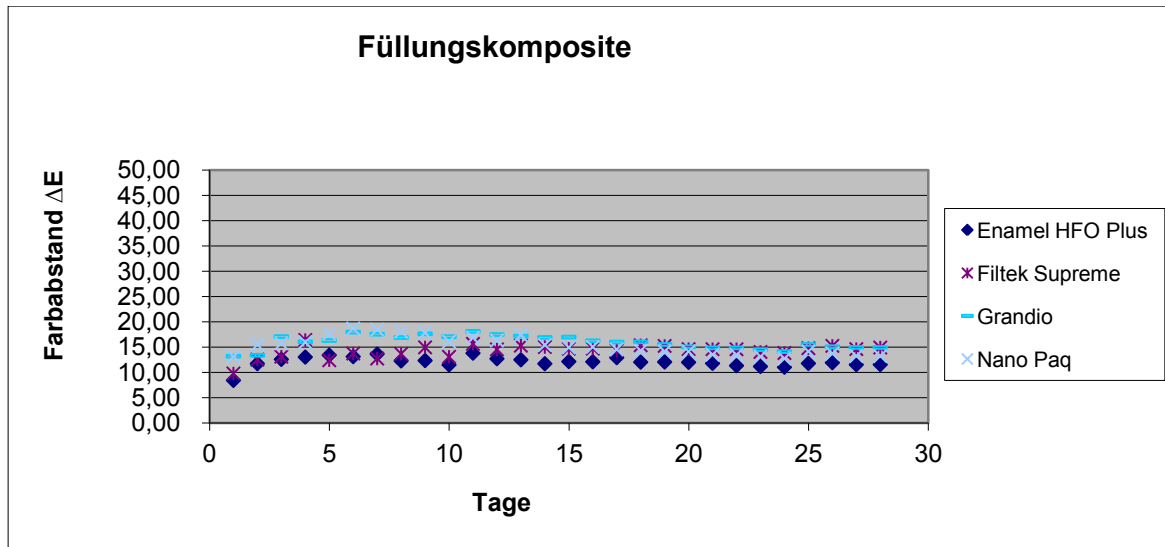


Abb.17: Farbabstand ΔE gemittelt über alle Medien der Füllungskomposite nach Bearbeitung mit dem Diamant& Polierer während 4 Wochen Lagerung in den Medien.

Die exogene Verfärbung der untersuchten *Verblendkomposite* **nach Politur** ist unter Berücksichtigung der ΔE -Werte aller färbenden Medien in Abb.18 dargestellt. Bei den Verblendkompositen war Adoro mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 13,5 signifikant am geringsten verfärbt, gefolgt von Dialog (14,7) und Ceramage (19,3).

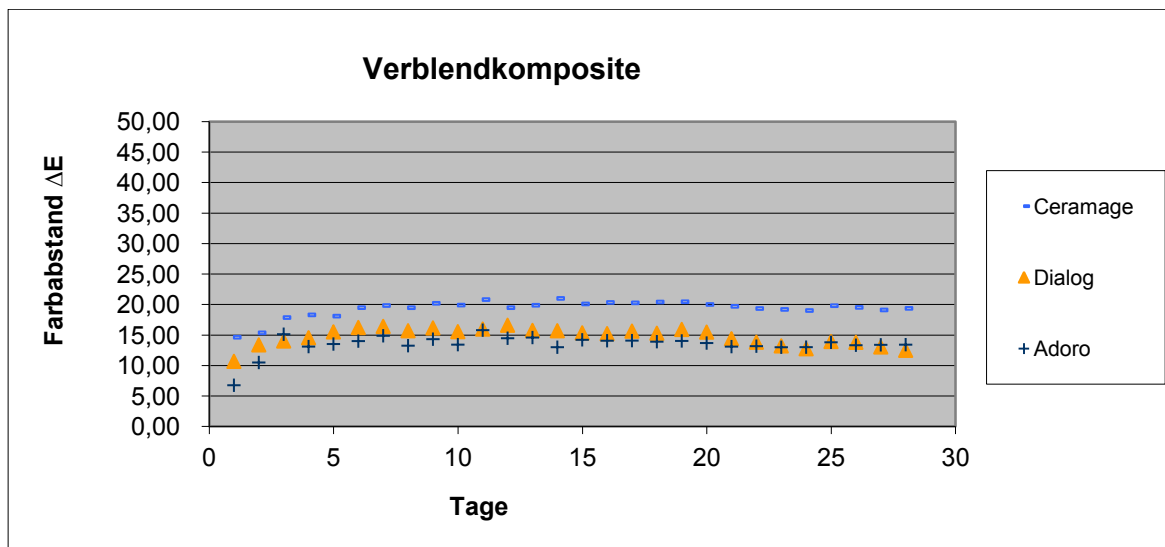


Abb.18: Farbabstand ΔE der Verblendkomposite gemittelt über alle Medien nach Politur während 4 Wochen Lagerung in den Medien.

Bei den *Dimethacrylaten* war Bis-GMA mit 38,9 signifikant am stärksten verfärbt. Bei TEGDMA wurde ein durchschnittlicher ΔE -Wert von 19,5 ermittelt (Abb.19).

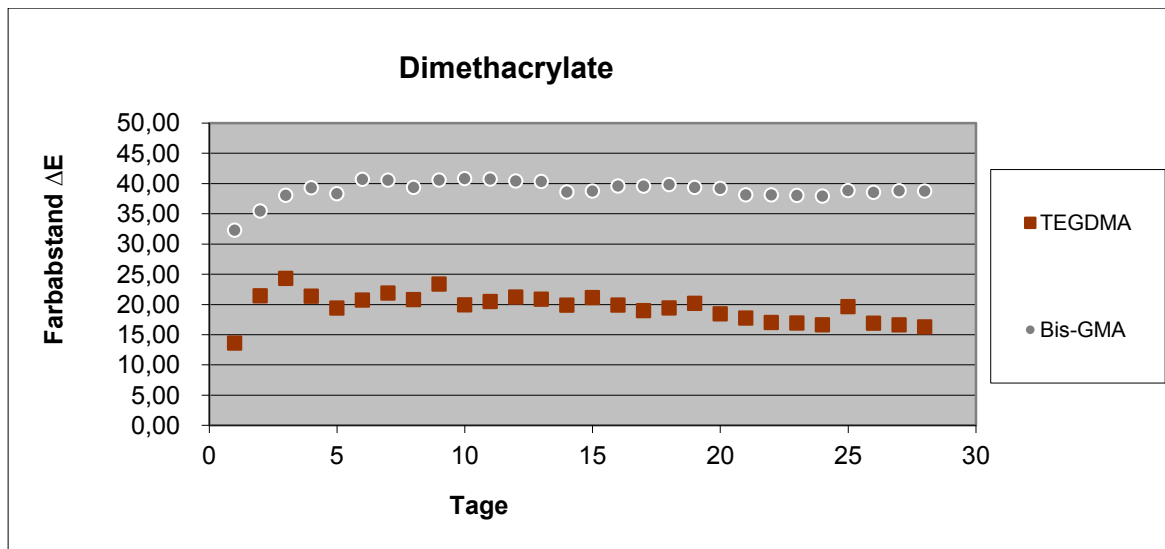


Abb.19: Farbabstand ΔE der Dimethacrylate gemittelt über alle Medien nach Politur während 4 Wochen Lagerung in den Medien.

Die exogene Verfärbung der untersuchten *PMMA- Kunststoffe nach Politur* ist bei Berücksichtigung der ΔE -Werte aller färbenden Medien in Abb.20 dargestellt. Die Prothesenzähne Mondial A1 und A3 waren mit einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 6,7 bzw. 5,5 signifikant am geringsten verfärbt. Der PMMA-kalt Kunststoff war mit 15,2 gegenüber dem PMMA-heiß Kunststoff mit 9,4 signifikant stärker verfärbt.

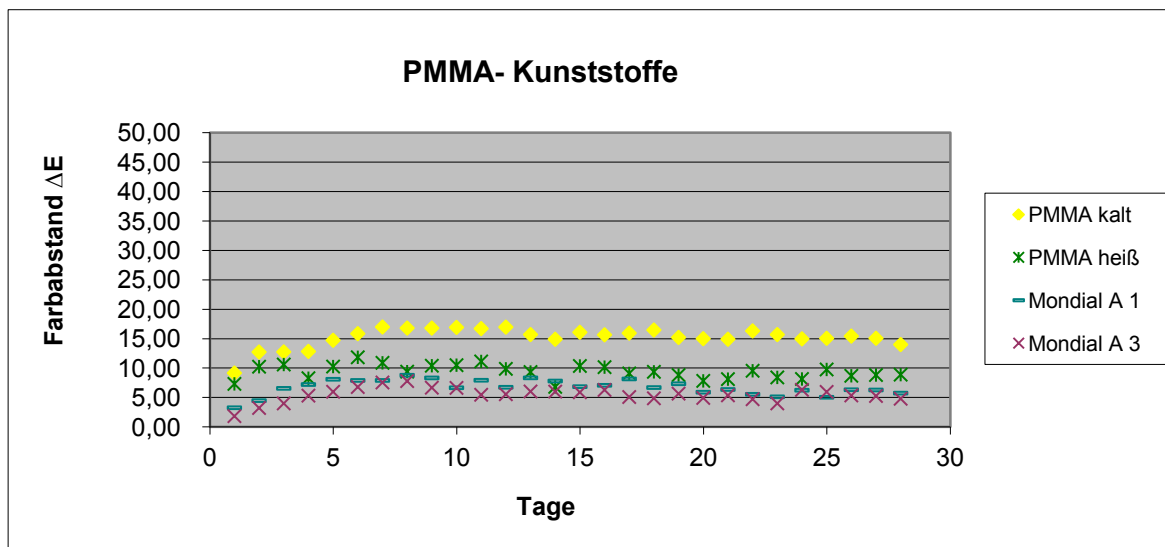


Abb.20: Farbabstand ΔE gemittelt über alle Medien der PMMA- Kunststoffe nach Politur während 4 Wochen Lagerung in den Medien.

Bei den Messungen konnte generell festgestellt werden, dass besonders in den ersten 7 Tagen der ΔE -Wert deutlich anstieg. Für den restlichen Messzeitraum wurden dann nur noch

geringfügige Veränderungen gemessen.

Die größten Verfärbungen konnten bei den mit 30µm Diamanten bearbeiteten Prüfkörpern beobachtet werden. Dies zeigte sich mit durchschnittlichen ΔE -Werten (unter Diamant) bis zu 28,4 bei Ceramage bzw. 37,3 bei Bis-GMA.

Dies gilt mit Ausnahme von Filtek Supreme und den Dimethacrylaten, die unter Folie nach 4 Wochen Lagerung mit durchschnittlichen ΔE -Werten von 26,1 [FS], 33,6 [TE] und 45,7 [BI] stärker verfärbt waren als unter Diamant.

Die mit einem 30 µm Diamant bearbeiteten Prüfkörper wiesen einen bis zu 3 mal größeren ΔE -Wert auf als die Prüfkörper unter Folie, was sich z.B. an den durchschnittlichen ΔE -Werten von 5,3 (unter Folie) und 15,9 (Diamant) für Mondial A1 erkennen lässt.

Generell zeigte Bis-GMA signifikant die stärksten Verfärbungen, gefolgt von TEGDMA. Mondial A1 und A3 zeigten generell signifikant die geringsten Verfärbungen, wobei sich die helleren Mondial A1 Zähne mehr verfärbten als die Mondial A3 Zähne. Die Ergebnisse der polierten Prüfkörper entsprachen im Wesentlichen denen der unter Folie polymerisierten bzw. unbearbeiteten Prüfkörper (Abb.21).

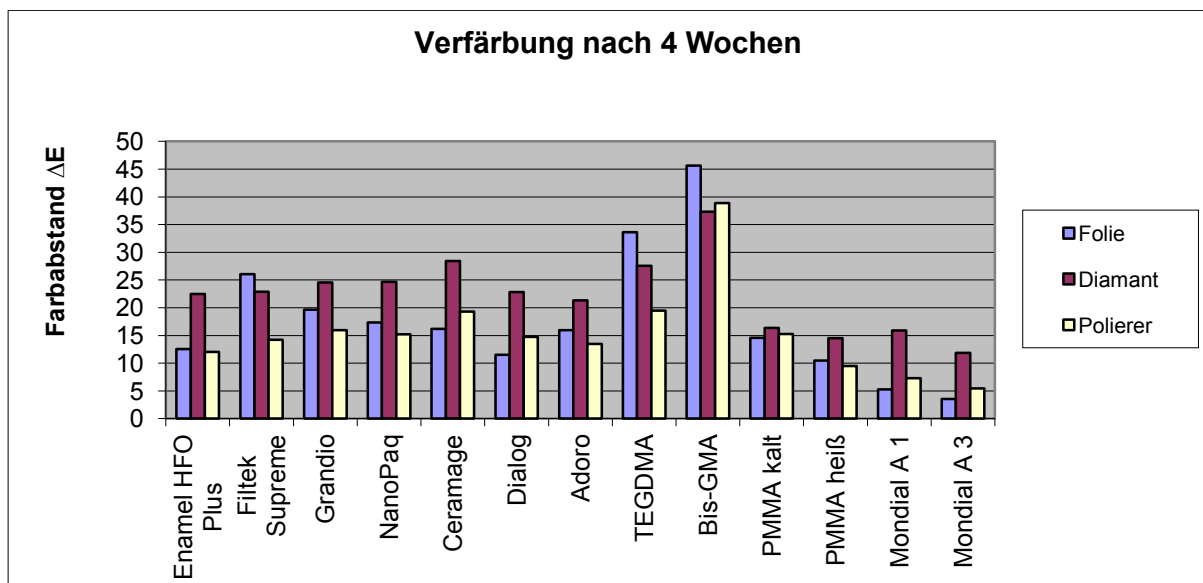


Abb.21: Durchschnittlicher Farbabstand ΔE nach 4 Wochen Lagerung gemittelt über alle Medien unter Berücksichtigung der 3 unterschiedlichen Ausgangssituationen Folie, Diamant, Politur.

Nachfolgend ist in den Abbildungen 22-24 der Farbabstand ΔE nach 4 Wochen Verfärbung mit Tee, Rotwein und Methylenblau unter den jeweiligen Ausgangssituationen dargestellt.

Generell führte Methylenblau zu den deutlichsten Verfärbungen, gefolgt von Rotwein und Tee.

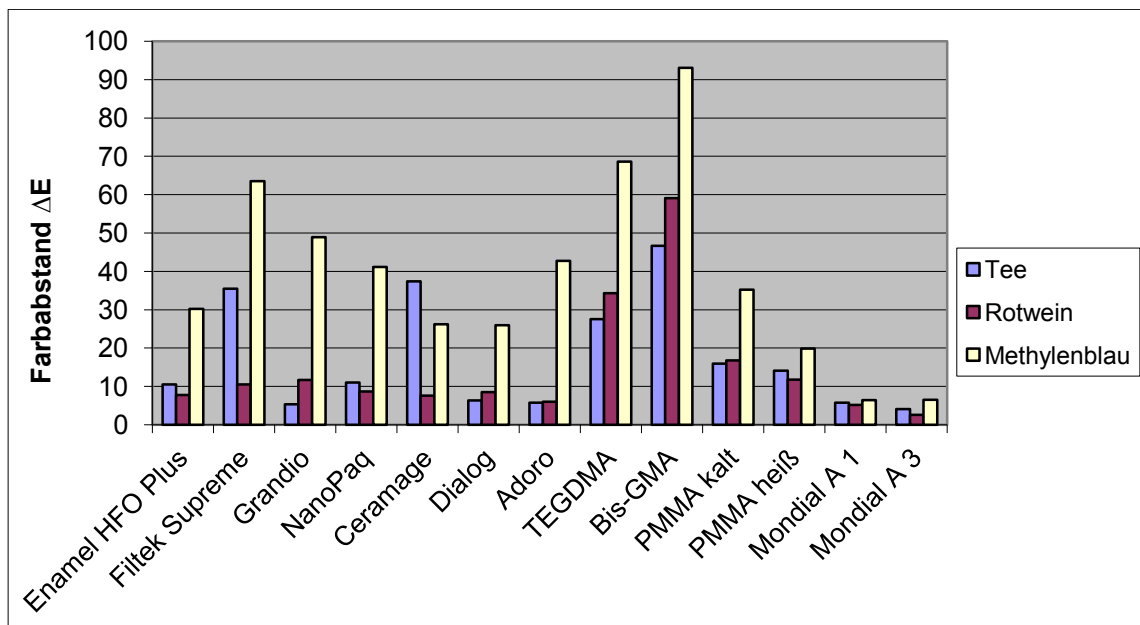


Abb.22: Maximaler Farbabstand ΔE der unbearbeiteten Prüfkörper nach 4 Wochen Lagerung in Tee, Rotwein und Methylenblau.

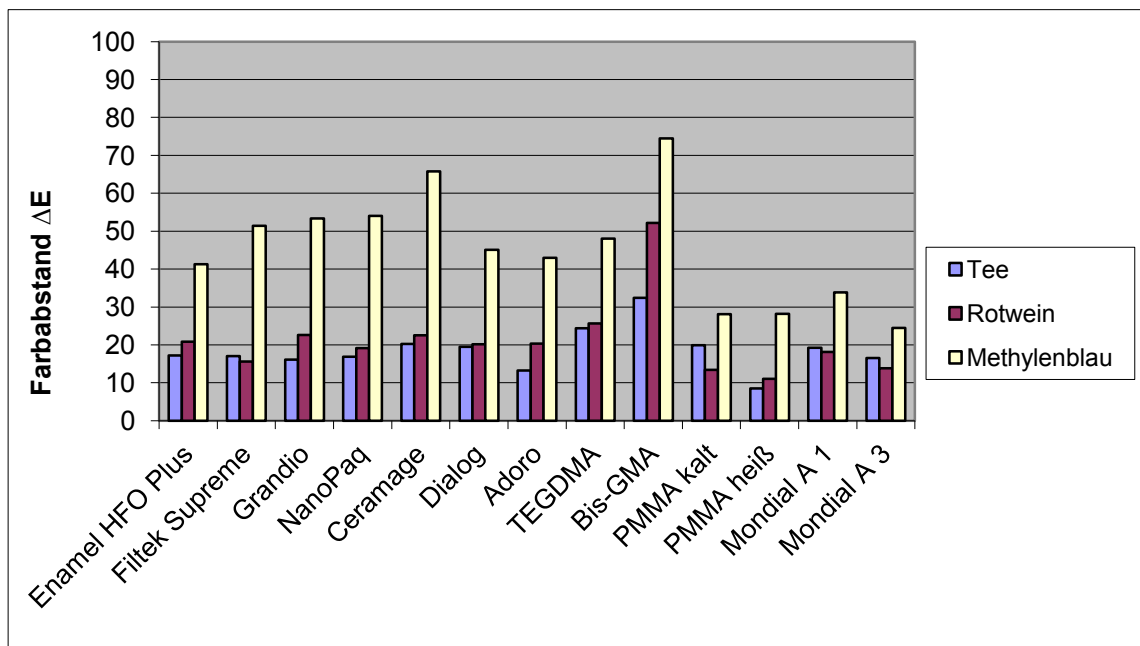


Abb.23: Maximaler Farbabstand ΔE der mit einem 30 μ m Diamant bearbeiteten Prüfkörper nach 4 Wochen Lagerung in Tee, Rotwein und Methylenblau.

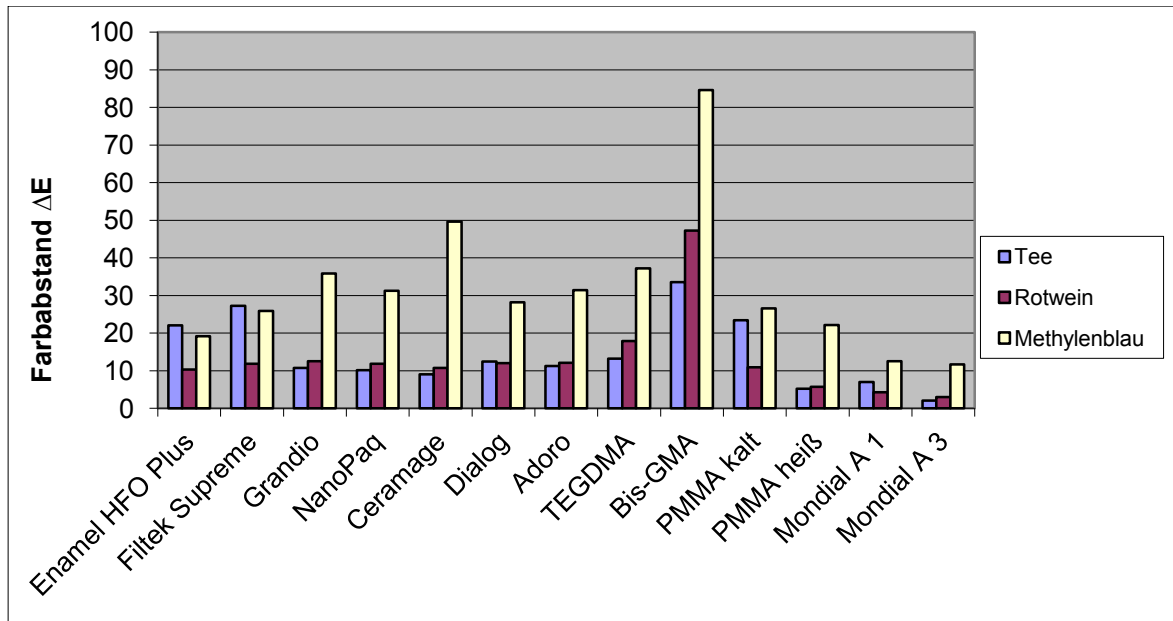


Abb.24: Maximaler Farbabstand ΔE der polierten Prüfkörper nach 4 Wochen Lagerung in Tee, Rotwein und Methylenblau.

Betrachtet man alle färbenden Medien für sich allein, so kann man für Methylenblau die stärkste Verfärbung festhalten. Methylenblau führte zu einer durchschnittlichen Verfärbung von ΔE 26,2 gemittelt über alle Komposite. Unter den klinisch relevanten Färbemedien führte Rotwein zu den stärksten Verfärbungen mit ΔE 15,4. In absteigender Reihenfolge folgten Heidelbeeren (ΔE 11,9), Tee (ΔE 10), Tabak (ΔE 7,3), Kaffee (ΔE 6,11), CHX (ΔE 5,3) und Aqua dest. (ΔE 3,45).

5.3 Entfärbungs- und Reinigungsmöglichkeit

Tabelle 3 zeigt den subjektiv wahrnehmbaren Farbunterschied von in Tee gelagerten Prüfkörpern aller untersuchten Kunststoffe durch 9 normalfarbsichtige Personen im Vergleich zum ermittelten ΔE -Wert. Im Übergangsbereich mit einem ΔE -Werte von 3,2 wurden nur in wenigen Ausnahmefällen subjektive Unterschiede zum Vergleichswert erkannt.

Tab. 3: Subjektiver Farbunterschied 9 normalsichtiger Personen der 13 Komposite nach Bearbeitung mit einem 30 μ m Diamanten, Lagerung in Tee und täglicher Reinigung mit Blend-a-med über 4 Wochen.

Material	ΔE Wert	Subjektiv erkennbarer Farbunterschied								
Enamel HFO Plus	3,7	JA	NEIN	JA	JA	JA	NEIN	JA	JA	JA
Filtek Supreme	4,7	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA
Grandio	5,7	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA
Nano Paq	5,9	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA
Ceramage	42,7	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA
Dialog	11,4	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA
Adoro	3,2	NEIN	NEIN	NEIN	JA	NEIN	NEIN	NEIN	JA	NEIN
TEGDMA	14,7	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA
Bis-GMA	19,5	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA
PMMA kalt	6,7	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA
PMMA heiß	5,7	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA
Mondial A1	1	NEIN	NEIN	NEIN	NEIN	NEIN	NEIN	NEIN	NEIN	NEIN
Mondial A 3	1,7	NEIN	NEIN	NEIN	NEIN	NEIN	NEIN	NEIN	NEIN	NEIN

Der Farbabstand ΔE der *Füllungskomposite* nach 4 wöchiger Lagerung in unterschiedlichen Medien (Oberfläche Diamant) und nach Reinigung mit verschiedenen Reinigungsverfahren gemittelt über alle Medien (Kaffee, Tee, Tabak, Rotwein, Heidelbeeren, CHX, und Methylenblau) ist in Abb.25 dargestellt.

Generell lässt sich sagen, dass von den Füllungskunststoffen Filtek Supreme am schlechtesten zu reinigen war. Der ΔE -Wert reduzierte sich durchschnittlich um 10. Die anderen Füllungskunststoffe ließen sich besser reinigen. Bei Enamel HFO Plus reduzierte sich der ΔE -Wert um durchschnittlich 15,6. Bei NanoPaq reduzierte sich der ΔE -Wert um durchschnittlich 16,8 und bei Grandio um 18.

Die geringsten Entfärbungen bei den Füllungskunststoffen wurden mit Kukident Aktiv 3 erzielt. Durchschnittlich reduzierte sich der ΔE -Wert bei den unterschiedlichen Materialien um 10,5 unter Folie und um 7,8 nach Bearbeitung mit einem Diamant. Die Reinigung mit Blend-a-med und mit Colgate white sensation reduzierte den ΔE -Wert durchschnittlich um 11,4 bzw. 11,6 unter Folie und um 14,4 bzw. 17,6 nach Bearbeitung mit einem Diamant. Mittels Ultraschallreinigung (Sonorex) wurde der ΔE -Wert durchschnittlich um 13,7 unter Folie und um 16,1 nach Bearbeitung mit einem Diamant reduziert. Die größten Entfärbungen wurden mit dem Nadelstrahlverfahren ECOCLEAN erzielt. Die Reduzierung der Verfärbung ΔE um durchschnittlich 16 unter Folie und 19,7 nach Bearbeitung mit einem Diamant bestätigen dies.

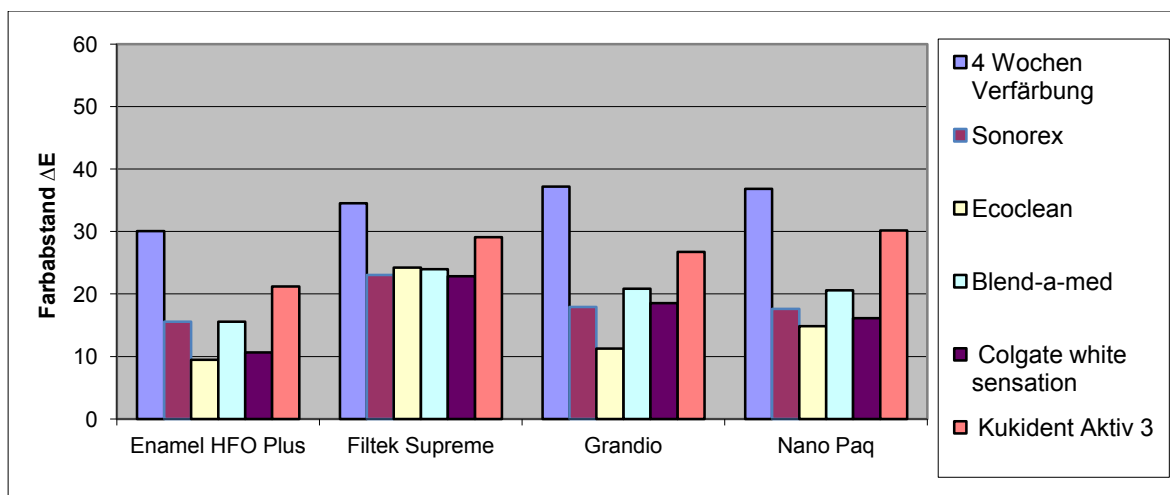


Abb.25: Farbabstand ΔE der Füllungskomposite nach 4 wöchiger Lagerung in Verfärbungsmedien (Oberfläche Diamant) und nach Reinigung mit Sonorex, Ecoclean, Blend-a-med, Colgate white sensation und Kukident Aktiv 3, gemittelt über alle Medien.

Der Farbabstand ΔE der *Verblendkomposite* und der beiden *Dimethacrylate* nach Reinigung mit verschiedenen Reinigungsverfahren (Ausgangssituation: Diamant) gemittelt über alle Medien ist in Abb.26 dargestellt.

Bei den Verblendkunststoffen ließ sich Dialog am Besten reinigen. Der ΔE -Wert reduzierte sich durchschnittlich um 15,6. Bei Adoro reduzierte sich der ΔE -Wert durchschnittlich um 15 und bei Ceramage um 11,4. Bei den Dimethacrylaten ließ sich TEGDMA besser entfärben. Der ΔE -Wert reduzierte sich durchschnittlich um 22,3. Bei Bis-GMA reduzierte er sich durchschnittlich nur um 16,7.

Sowohl die Verblendkunststoffe, als auch die Dimethacrylate wurden durch das Nadelstrahlverfahren ECOCLEAN am besten gereinigt, was sich in der Reduzierung der ΔE -Werte um durchschnittlich 9,2 unter Folie bzw. 22,8 nach Bearbeitung mit einem Diamant widerspiegelt. Blend-a-med und Colgate white sensation reduzierten den ΔE -Wert durchschnittlich um 8,7 bzw. 7,7 unter Folie und um 14,2 bzw. 17,4 nach Bearbeitung mit einem Diamant. Mit Sonorex konnte der ΔE -Wert um durchschnittlich 6,8 unter Folie und um 15,1 nach Bearbeitung mit einem Diamant reduziert werden. Mit Kukident Aktiv 3 wurde eine durchschnittliche Reduzierung des ΔE -Wertes um 8,3 unter Folie und um 11,5 nach Bearbeitung mit einem Diamant erreicht.

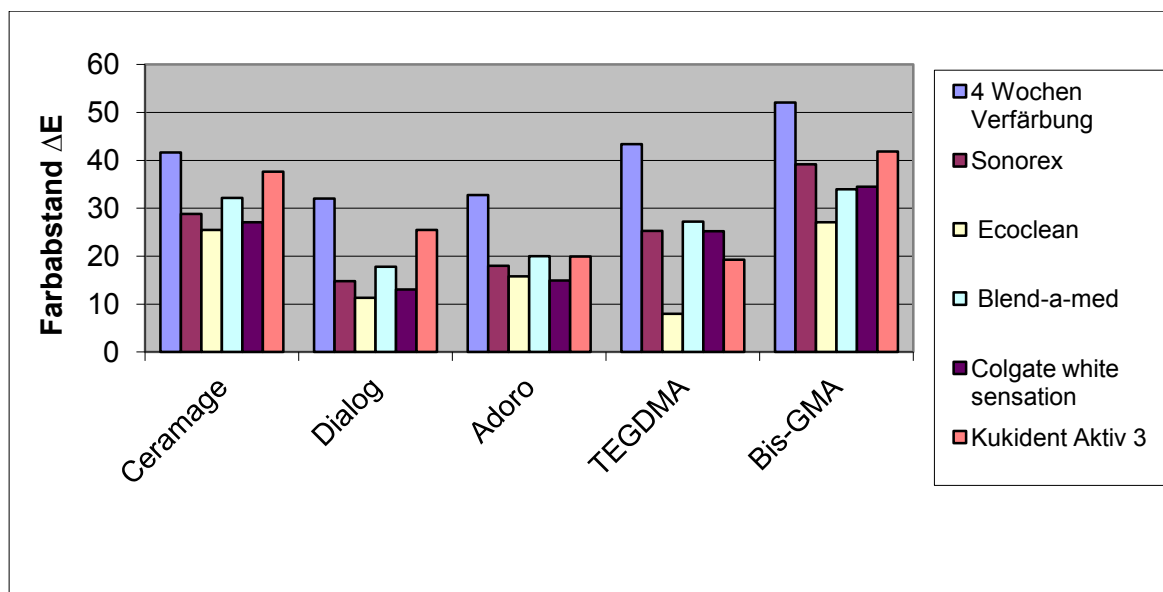


Abb.26: Farbabstand ΔE der Verblendkomposite und Dimethacrylate nach 4 wöchiger Lagerung in Verfärbungsmedien (Oberfläche Diamant) und nach Reinigung mit Sonorex, Ecoclean, Blend-a-med, Colgate white sensation und Kukident Aktiv 3, gemittelt über alle Medien.

Der Farbabstand ΔE der *PMMA-Kunststoffe* nach Bearbeitung mit einem Diamant nach Reinigung mittels verschiedener Reinigungsverfahren, gemittelt über alle Medien, ist in Abb.27 dargestellt. Bei PMMA kalt reduzierte sich der ΔE -Wert durchschnittlich um 13,4 und

bei PMMA heiß um 8,7. Bei den Prothesenzähnen Mondial A3 reduzierte sich der ΔE -Wert durchschnittlich um 6,4 und bei Mondial A1 um 8,5.

Der geringste Reinigungseffekt bei den Prothesenbasiskunststoffen wurde mit Kukident Aktiv 3 erreicht, was sich in der Reduzierung der ΔE -Werte um durchschnittlich 3,5 unter Folie und 4 nach Bearbeitung mit einem Diamant zeigt. Mit Ultraschall ließ sich ΔE im Durchschnitt um 6 unter Folie und um 8,4 nach Bearbeitung mit einem Diamant reduzieren. Die Reinigung mit dem Nadelstrahlverfahren ECOCLEAN ergab eine Reduzierung des ΔE -Wertes um durchschnittlich 5,6 unter Folie und um 10 nach Bearbeitung mit einem Diamant. Ähnliche Werte konnten mit der Zahnpasta Blend-a-med erreicht werden, was in einer Reduzierung von ΔE um durchschnittlich 4,6 unter Folie und 11,3 nach Bearbeitung mit einem Diamant zum Ausdruck kam. Colgate white sensation reinigte die Prothesenbasiskunststoffe am besten, was mit einer Reduzierung der ΔE -Werte um durchschnittlich 6 unter Folie und um 12,6 nach Bearbeitung mit einem Diamant einherging.

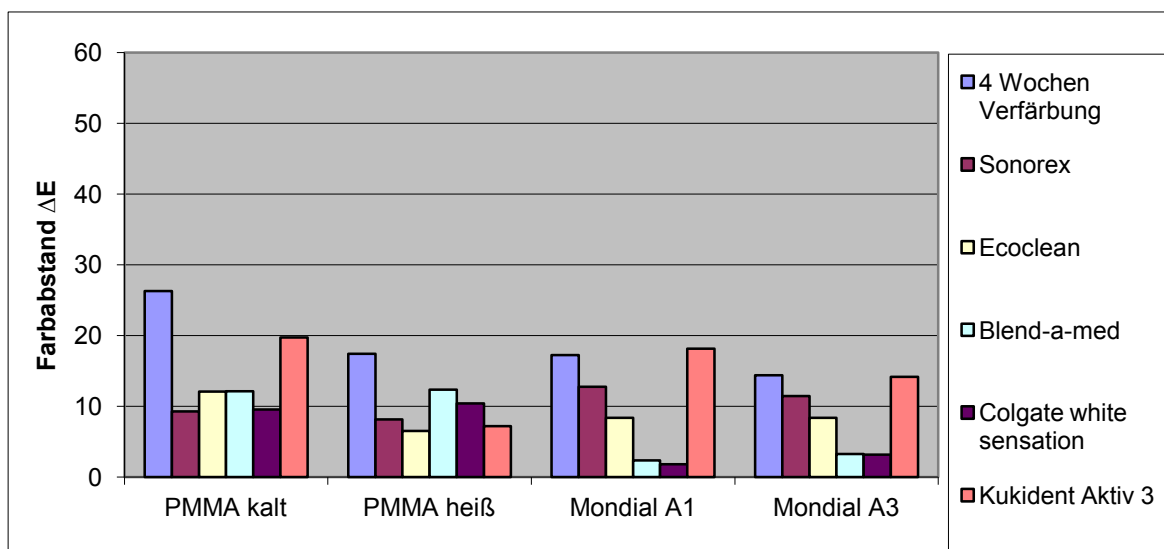


Abb.27: Farbabstand ΔE der PMMA- Kunststoffe nach 4 wöchiger Lagerung in Verfärbungsmedien (Oberfläche Diamant) und nach Reinigung mit Sonorex, Ecoclean, Blend-a-med, Colgate white sensation und Kukident Aktiv 3, gemittelt über alle Medien.

Nach täglicher Reinigung über 4 Wochen mit Blend-a-med Zahnpasta von unter Folie polymerisierten Proben wurde ein Anstieg des durchschnittlichen Farbabstandes ΔE gegenüber der Messung nach 4 Wochen bei den *Füllungskunststoffen* verzeichnet. Abbildung 28 zeigt dies beispielgebend für Filtek Supreme.

Bei Enamel HFO Plus stieg nach täglicher Reinigung der durchschnittliche ΔE -Wert von 12,5 auf 21,9, bei Filtek Supreme von 26,1 auf 36,3 und bei Grandio von 19,7 auf 21,4. Lediglich

bei NanoPaq war kaum eine Veränderung messbar, was die ΔE -Werte 17,4 und 17 verdeutlichen.

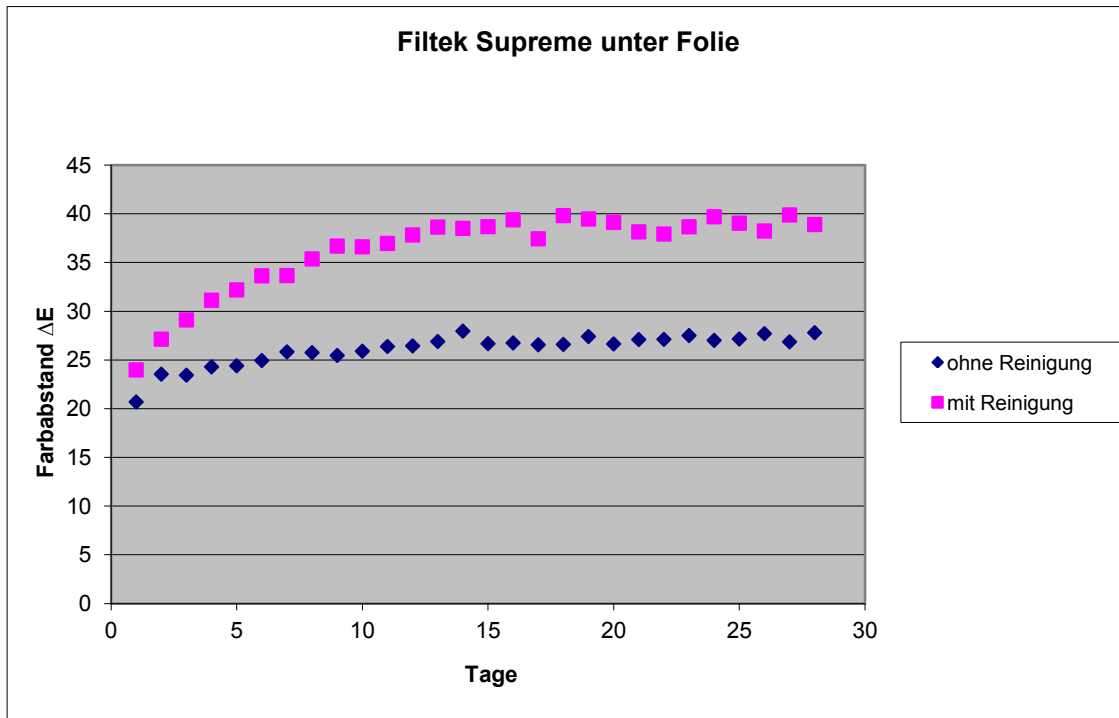


Abb.28: ΔE von Filtek Supreme unter Folie polymerisiert mit und ohne tägliche Reinigung.

Auch bei den *Verblendkompositen* unter Folie erhöhte sich der durchschnittliche ΔE Wert nach täglicher Reinigung, wie Abb.29 am Beispiel von Dialog zeigt.

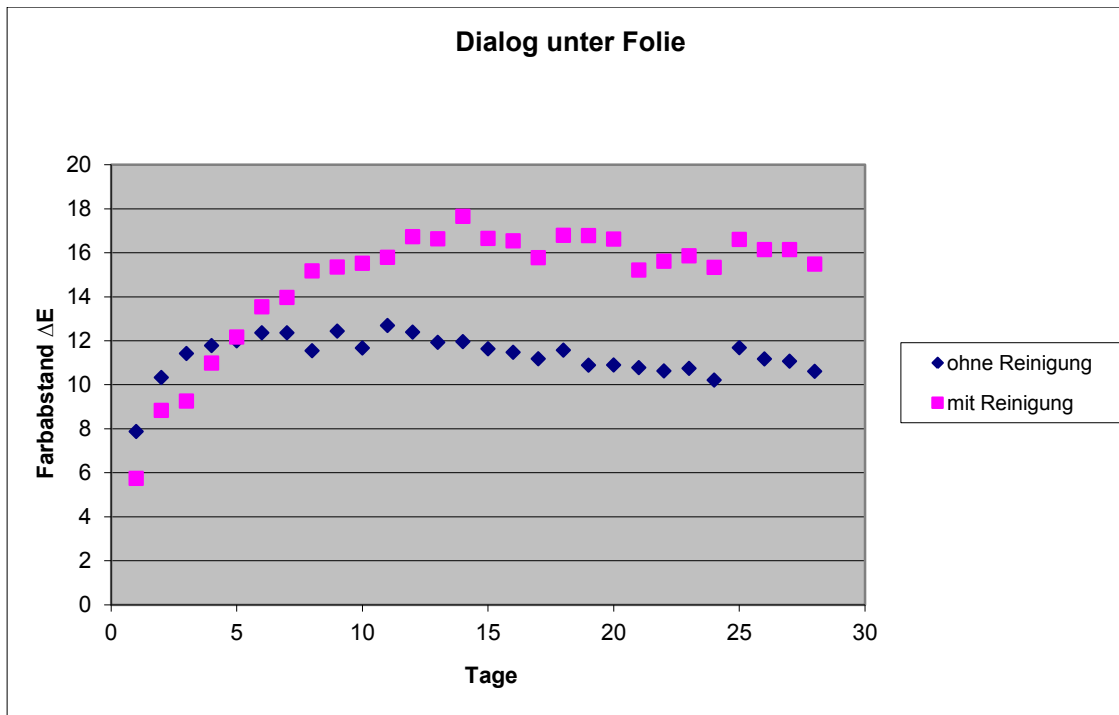


Abb.29: ΔE von Dialog unter Folie polymerisiert mit und ohne tägliche Reinigung.

Bei Ceramage stieg der durchschnittliche Farbabstand ΔE nach täglicher Reinigung von 16,4 auf 39, bei Dialog von 11,4 auf 14,7, bei Adoro von 15,9 auf 19,9 und bei TEGDMA von 33,6 auf 45,8. Nur bei Bis-GMA sank der durchschnittliche ΔE -Wert von 45,7 auf 42,4.

Bei den *PMMA-Kunststoffen* reduzierte sich der durchschnittliche ΔE -Wert nach täglicher Reinigung unter Folie (Abb.30). Bei PMMA heiß entspricht dies einer Reduzierung von 10,5 auf 7,4, bei Mondial A1 von 5,2 auf 3,3 und bei Mondial A3 von 3,5 auf 1,3. Nur bei PMMA kalt war kaum eine Änderung messbar, was die Werte 14,5 und 15 verdeutlichen.

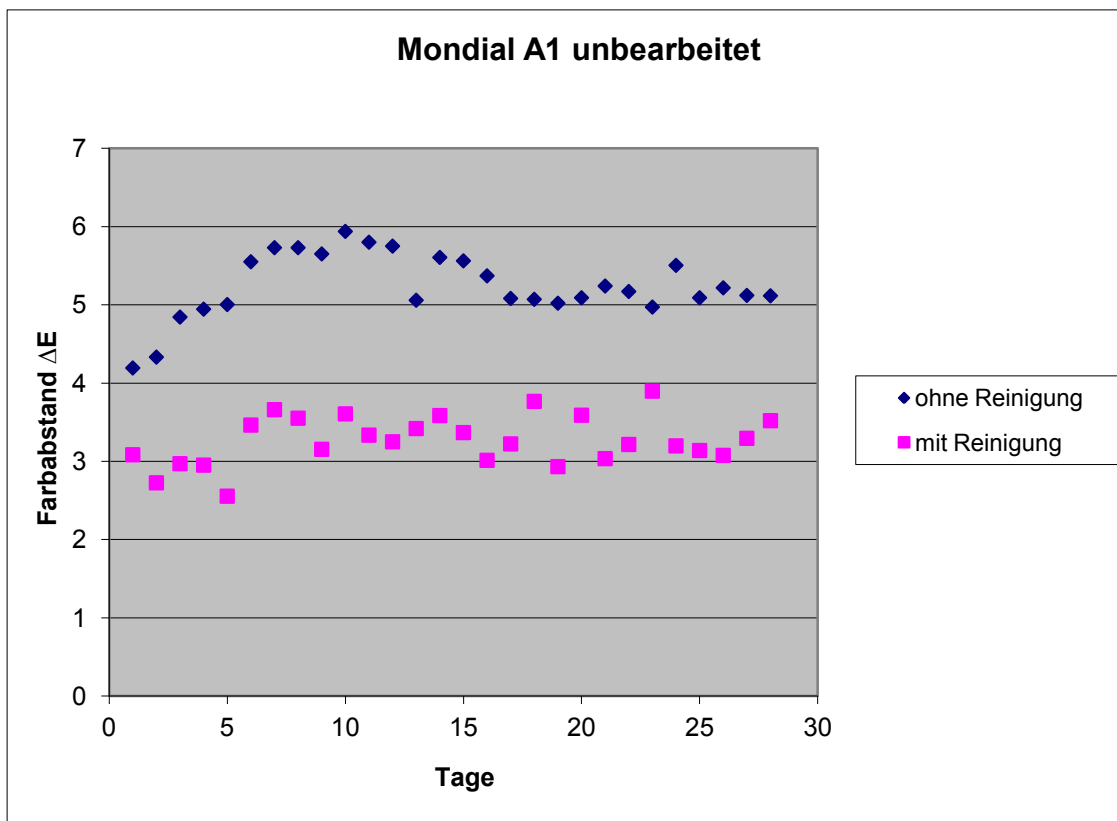


Abb.30: ΔE der unbearbeiteten, ungereinigten Mondial A1 Zähne im Vergleich zu Zähnen nach täglicher Reinigung.

Nach Bearbeitung der *Füllungskomposite* mit einem 30 μm Diamanten führte die tägliche Reinigung mit Blend-a-med Zahnpasta bei Enamel HFO Plus zu einer Reduzierung des durchschnittlichen ΔE -Wertes von 22,5 auf 13,8 und bei NanoPaq von 24,7 auf 18,3.

Bei Grandio war weder eine deutliche Erhöhung, noch eine deutliche Reduzierung des ΔE -Wertes zu verzeichnen, was sich in den Werten 19,7 und 20,4 zeigt. Bei Filtek Supreme erhöhte sich der durchschnittliche ΔE Wert von 22,9 auf 25.

Bei den *Verblendkompositen* führte nach Bearbeitung mit dem 30 μm Diamanten die tägliche Reinigung zu folgenden Ergebnissen: Bei Dialog und Adoro reduzierte sich der

durchschnittliche ΔE -Wert von 22,9 auf 16,3 bzw. von 21,4 auf 17,9. Bei Ceramage war eine deutliche Zunahme zu verzeichnen. Der durchschnittliche ΔE -Wert stieg von 28,4 auf 40,5. Unter den *Dimethacrylaten* nahm bei TEGDMA der ΔE -Wert von 27,6 auf 34,6 zu. Bei Bis-GMA gab es einen kaum messbaren und nicht signifikanten Unterschied von 37,4 auf 37,5.

Bei allen *PMMA-Kunststoffen* führte die tägliche Reinigung mit Blend-a-med Zahnpasta zu einer deutlichen Reduzierung der durchschnittlichen ΔE -Werte nach Bearbeitung mit einem 30 μm Diamanten. Bei PMMA kalt konnte ΔE von 16,4 auf 12,2, bei PMMA heiß von 14,5 auf 11,7, bei Mondial A1 von 15,9 auf 2 (Abb.31) und bei Mondial A3 von 11,9 auf 2,2 reduziert werden.

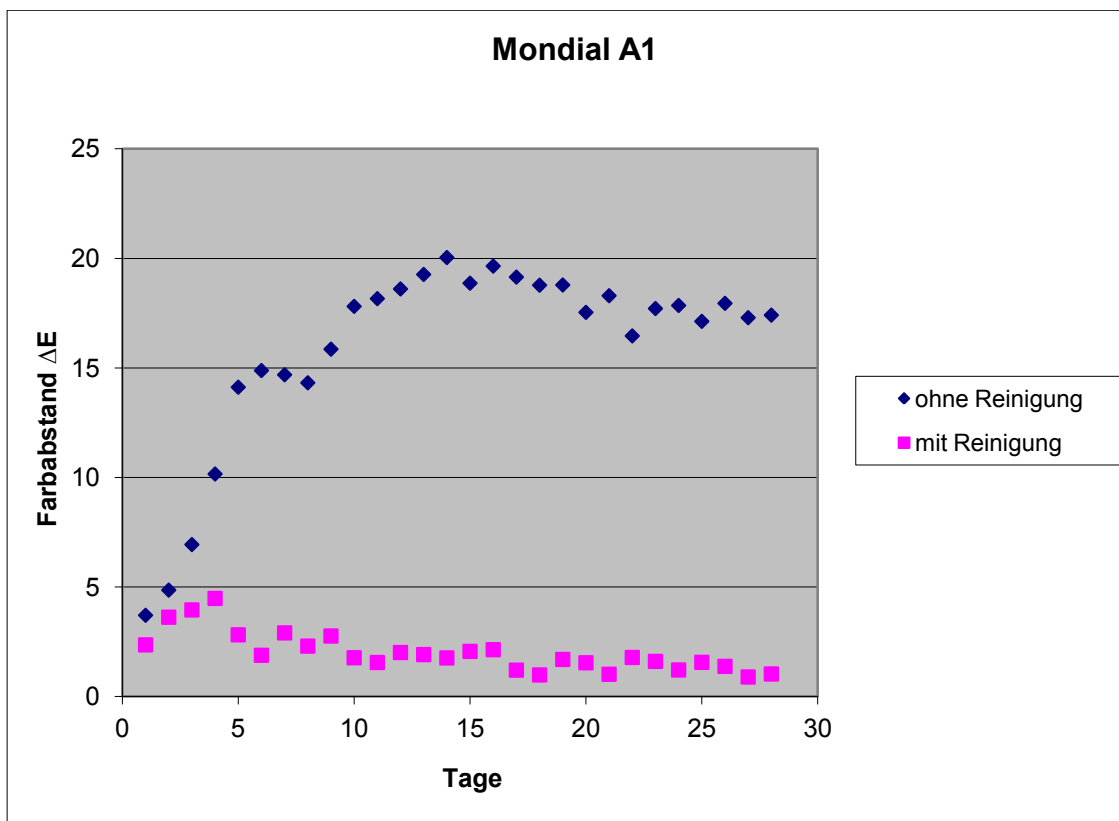


Abb.31: ΔE der Mondial A1 Zähne nach Bearbeitung mit einem Diamant ungereinigt im Vergleich zur tägl. Reinigung.

5.4 Oberflächenrauigkeit (R_a -Wert in μm)

Es konnte mit $p \leq 0,05$ gezeigt werden, dass sich generell alle unterschiedlich bearbeiteten Oberflächen signifikant voneinander unterscheiden.

In den folgenden Abbildungen sind die Mittenrauwerte der verschiedenen Komposite nach 4 wöchiger Lagerung in Methylenblau und anschließender Reinigung mit Blend-a-med Zahnpasta denen nach 4 wöchiger Lagerung in Methylenblau und täglicher Reinigung mit Blend-a-med Zahnpasta gegenüber gestellt. In beiden Gruppen werden die 3 unterschiedlichen Ausgangssituationen: Folie, Diamant, Politur CompoMaster untersucht.

Bei den untersuchten Füllungskunststoffen (Abb.32-35) wurden unter Folie nach einmaliger Reinigung durchschnittliche R_a -Werte von $0,04 \mu\text{m}$ [EP] bis $0,06 \mu\text{m}$ [GR] gemessen. Nach der Bearbeitung mit dem Diamanten verschlechterte sich die Oberfläche, was die Werte von $0,71 \mu\text{m}$ [NP] bis $1,12 \mu\text{m}$ [GR] widerspiegeln. Nach anschließender Politur konnten ähnlich gute R_a -Werte wie unter Folie erreicht werden, was die durchschnittlichen Werte von $0,05 \mu\text{m}$ [FS], $0,06 \mu\text{m}$ [EP], $0,18 \mu\text{m}$ [GR] und $0,19 \mu\text{m}$ [NP] verdeutlichen.

Nach täglicher Reinigung verschlechterten sich die R_a -Werte unter Folie, was in den Werten von $0,07 \mu\text{m}$ [NP] bis $0,14 \mu\text{m}$ [FS] zum Ausdruck kommt. Auch die Oberflächen der polierten Füllungskunststoffe werden nach täglicher Reinigung schlechter, was sich in den durchschnittlichen R_a -Werten von $0,15 \mu\text{m}$ [FS] bis $0,26 \mu\text{m}$ [GR] zeigt. Die mit dem Diamanten bearbeiteten Oberflächen hingegen wiesen nach täglicher Reinigung mit $0,47 \mu\text{m}$ [EP], $0,6 \mu\text{m}$ [FS], $1,06 \mu\text{m}$ [GR] und $0,57 \mu\text{m}$ [NP] deutlich geringere R_a -Werte als ohne Reinigung auf.

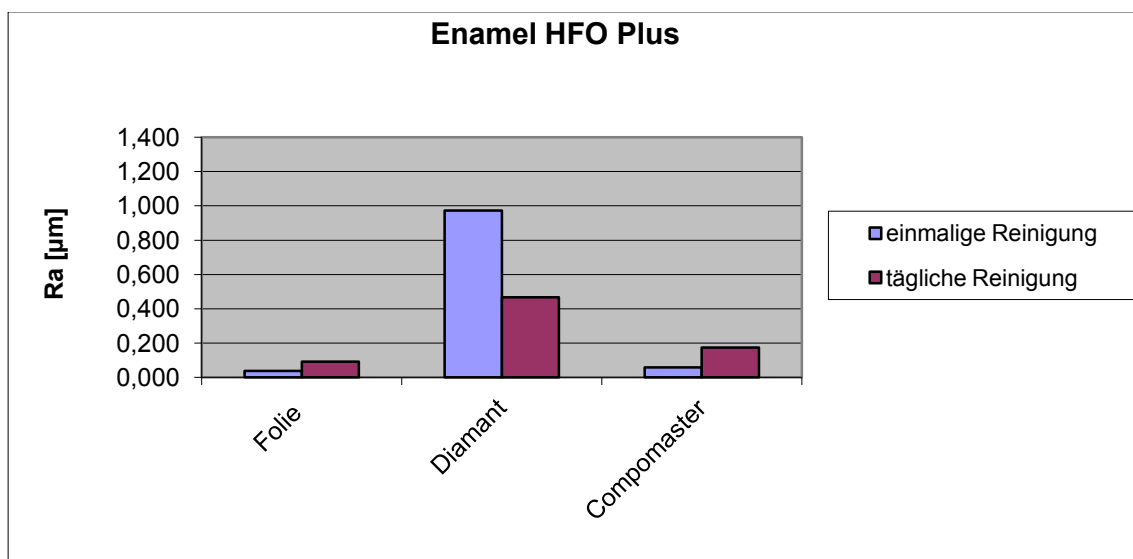


Abb.32: R_a -Werte von Enamel HFO Plus nach unterschiedlicher Bearbeitung und Lagerung in Methylenblau (4 Wochen) mit und ohne tägliche Reinigung.

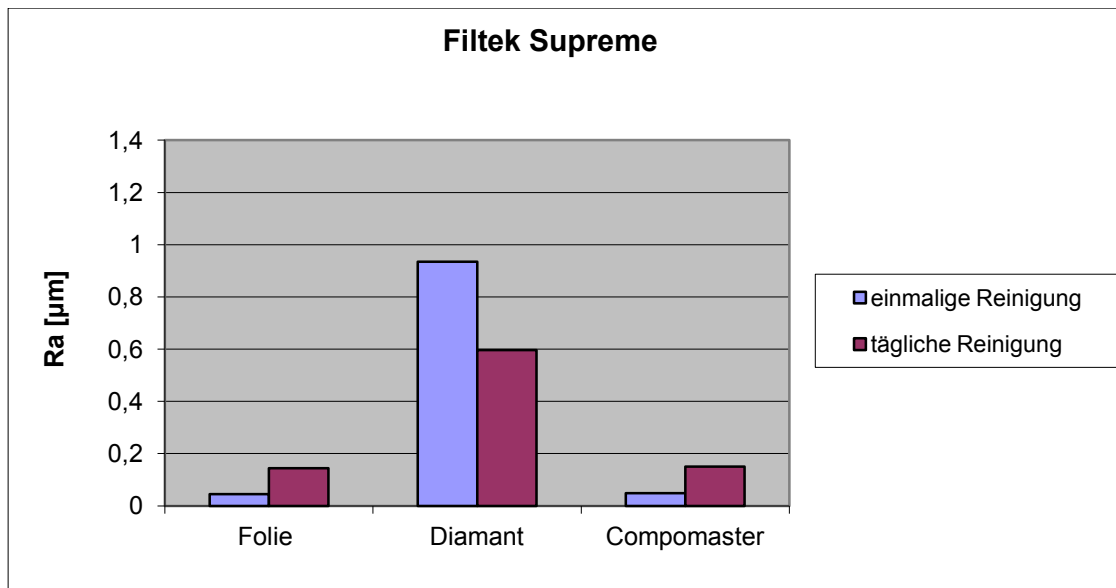


Abb.33: Ra-Werte von Filtek Supreme nach unterschiedlicher Bearbeitung und Lagerung in Methylenblau (4 Wochen) mit und ohne tägliche Reinigung.

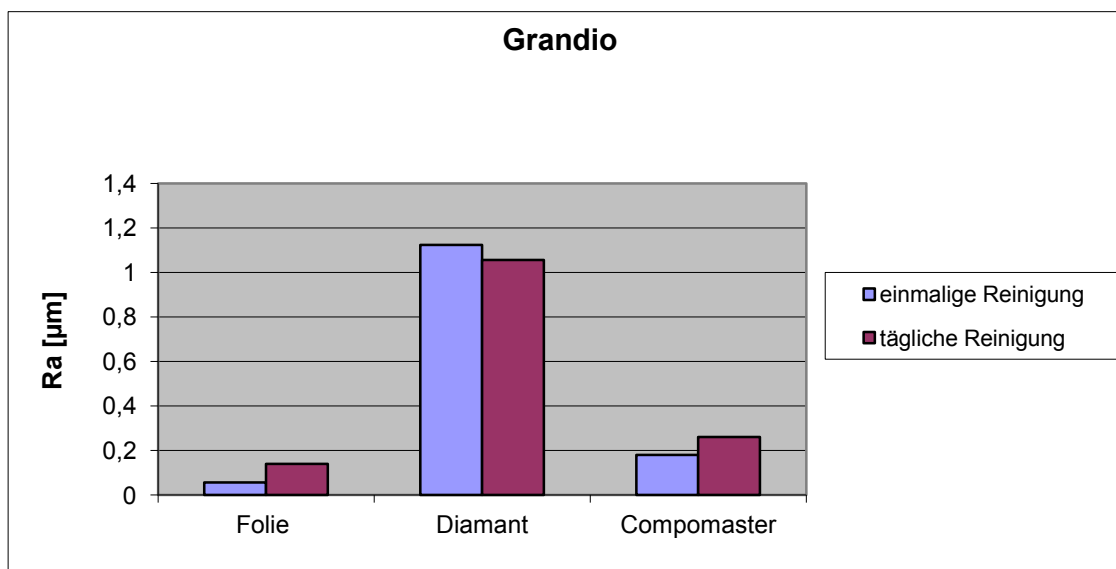


Abb.34: Ra-Werte von Grandio nach unterschiedlicher Bearbeitung und Lagerung in Methylenblau (4 Wochen) mit und ohne tägliche Reinigung.

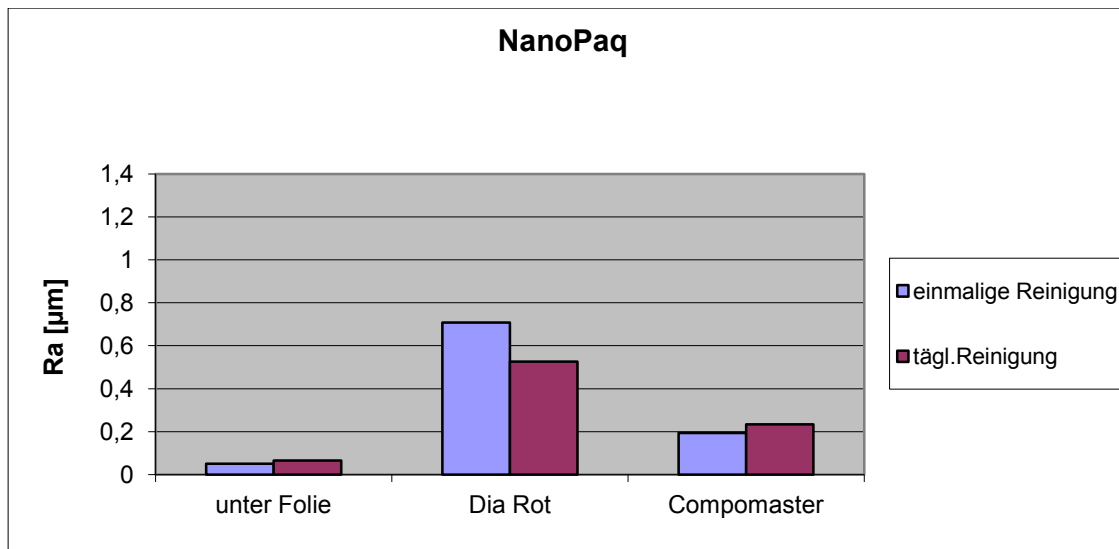


Abb.35: Ra-Werte von NanoPaq nach unterschiedlicher Bearbeitung und Lagerung in Methylenblau (4 Wochen) mit und ohne tägliche Reinigung.

Bei den untersuchten Verblendkunststoffen (Abb.36-38) wurden unter Folie nach einmaliger Reinigung durchschnittliche Ra-Werte von 0,05 µm [CE], 0,07 µm [AD] und 0,13 µm [DI] gemessen. Nach der Bearbeitung mit dem Diamanten verschlechterte sich die Oberfläche, was die Werte von 0,86 µm [CE] bis 0,99 µm [DI] widerspiegeln. Nach Politur wurden geringere aber immer noch größere Ra-Werte als unter Folie erreicht, was die durchschnittlichen Werte von 0,14 µm [CE], 0,19 µm [DI] und 0,19 µm [AD] verdeutlichen.

Nach täglicher Reinigung verschlechterte sich der Ra-Wert unter Folie bei Ceramage von 0,05 µm auf 0,13 µm. Bei Dialog und Adoro blieb der Wert in etwa gleich, was in den Werten von 0,13 µm [DI] und 0,07 µm [AD] zum Ausdruck kommt.

Die Oberflächen der polierten Verblendkunststoffe wurden nach täglicher Reinigung nicht deutlich schlechter oder besser, was sich in den durchschnittlichen Ra-Werten von 0,13 µm [CE], 0,27 µm [DI] und 0,18 µm [AD] zeigt.

Die mit dem Diamanten bearbeiteten Oberflächen hingegen wiesen nach täglicher Reinigung mit 0,73 µm [CE], 0,36 µm [DI] und 0,56 µm [AD] geringere Ra-Werte auf.

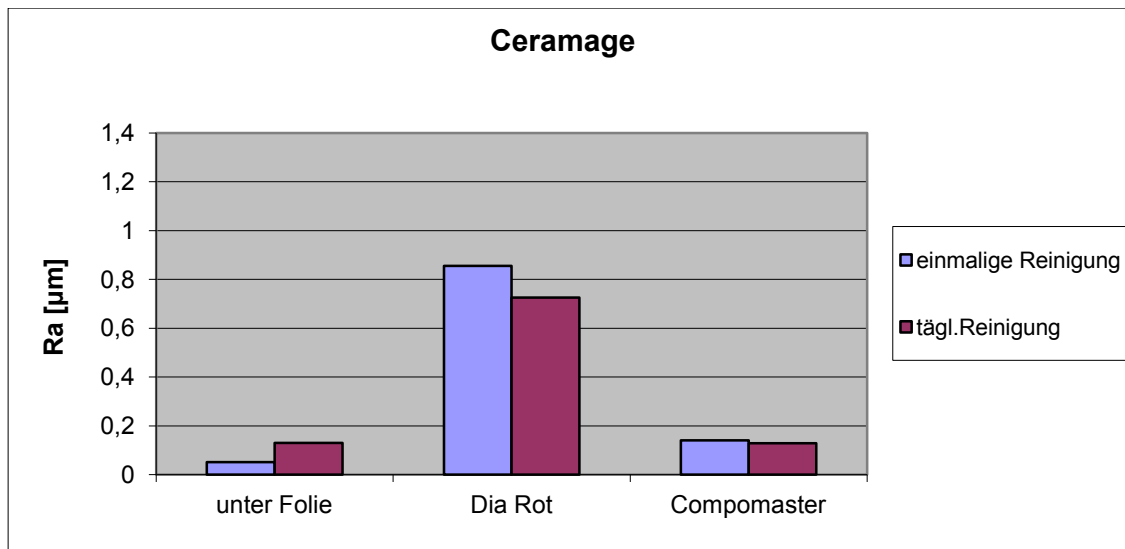


Abb.36: Ra-Werte von Ceramage nach unterschiedlicher Bearbeitung und Lagerung in Methylenblau (4 Wochen) mit und ohne tägliche Reinigung

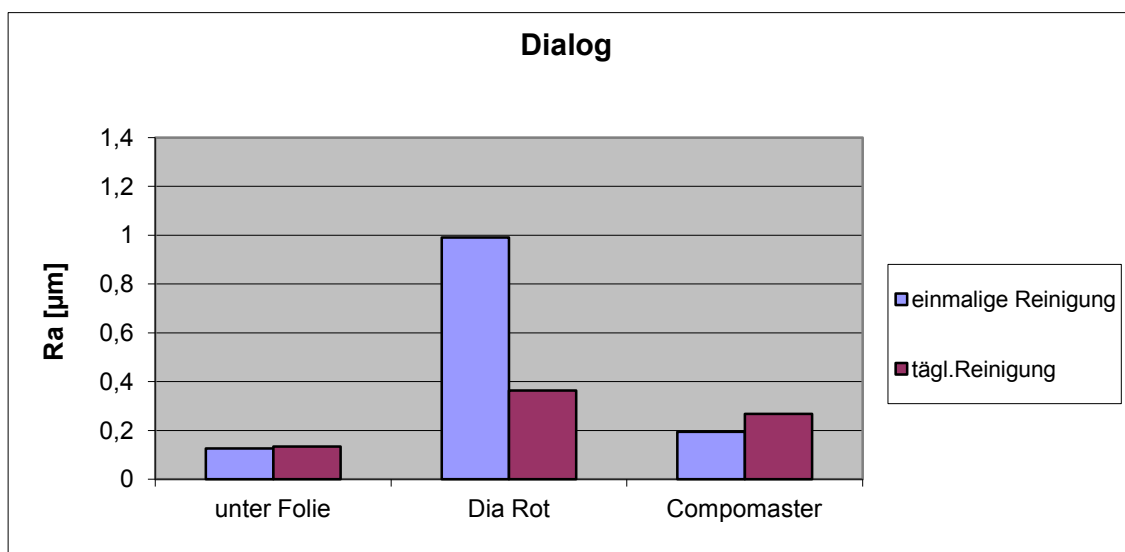


Abb.37: Ra-Werte von Dialog nach unterschiedlicher Bearbeitung und Lagerung in Methylenblau (4 Wochen) mit und ohne tägliche Reinigung.

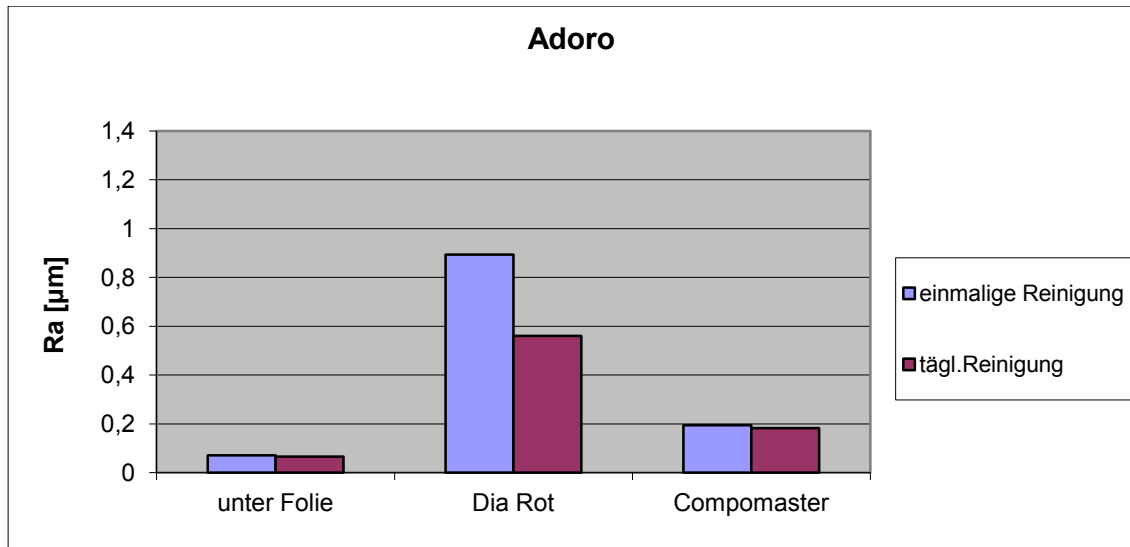


Abb.38: Ra-Werte von Adoro nach unterschiedlicher Bearbeitung und Lagerung in Methylenblau (4 Wochen) mit und ohne tägliche Reinigung.

Nach einmaliger Reinigung bei den untersuchten Dimethacrylaten (Abb.39-40) wurden unter Folie durchschnittliche Ra-Werte von 0,21 µm [TE] und 1,07 µm [BI] ermittelt. Nach Bearbeitung mit dem Diamanten verschlechterte sich die Oberfläche von TEGDMA von 0,2 µm auf 0,78 µm. Bei Bis-GMA betrug der Ra-Wert 0,93 µm. Nach Politur wies TEGDMA einen Ra-Wert von 0,18 µm auf, der fast dem unter Folie entspricht. Bei Bis-GMA wurde nach Politur ein Ra-Wert von 0,79 µm erreicht.

Nach täglicher Reinigung reduzierte sich bei beiden Dimethacrylaten sowohl unter Folie als auch nach Bearbeitung mit dem Diamanten der Ra-Wert: bei TEGDMA unter Folie von 0,20 µm auf 0,1 µm und unter Diamant von 0,78 µm auf 0,64 µm, bei Bis-GMA unter Diamant von 0,93 µm auf 0,76 µm und unter Folie von 1,07 µm auf 0,29 µm.

Die Oberflächen der polierten Dimethacrylate wurden nach täglicher Reinigung etwas rauer, was sich in den durchschnittlichen Ra-Werten von 0,2 µm [TE] und 1,04 µm [BI] zeigte. Sie entsprachen den Ausgangswerten unter Folie.

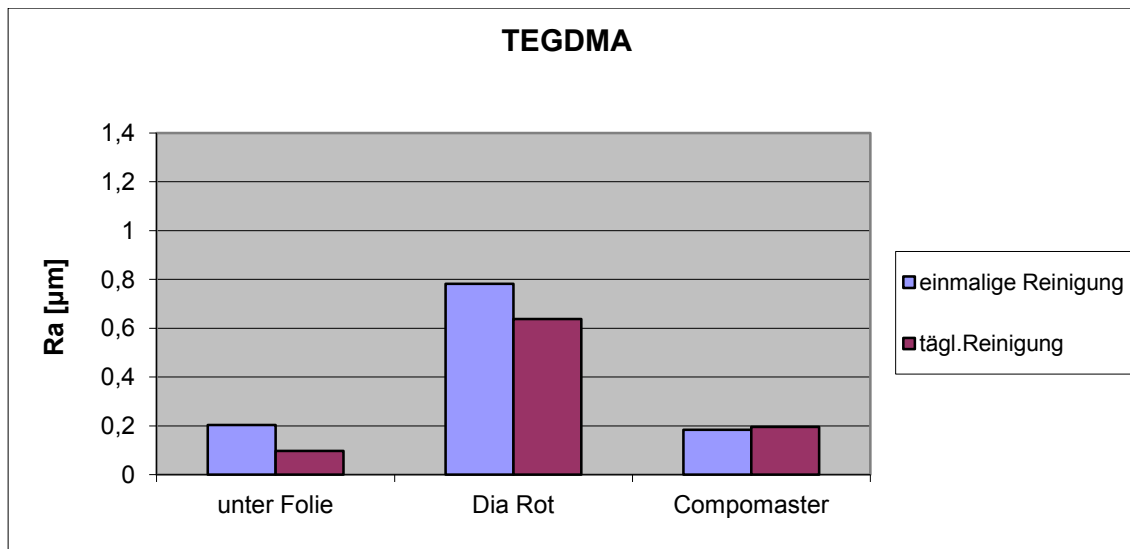


Abb.39: Ra-Werte von TEGDMA nach unterschiedlicher Bearbeitung und Lagerung in Methylenblau (4 Wochen) mit und ohne tägliche Reinigung.

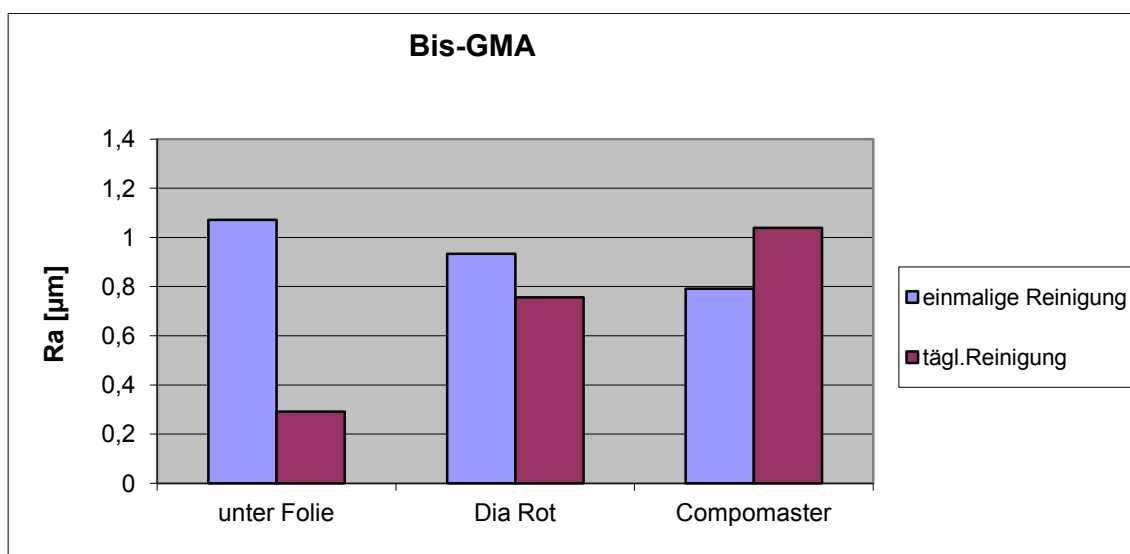


Abb.40: Ra-Werte von Bis-GMA nach unterschiedlicher Bearbeitung und Lagerung in Methylenblau (4 Wochen) mit und ohne tägliche Reinigung.

Bei den untersuchten PMMA-Kunststoffen und den Prothesenzähnen (Abb.41-43) wurden unter Folie bzw. unbearbeitet nach einmaliger Reinigung durchschnittliche Ra-Werte von 0,2 µm [PK] bzw. 0,05 µm [PH] bis 0,25 µm [MA] gemessen. Nach der Bearbeitung mit einem 30 µm Diamanten verschlechterte sich die Oberfläche, was die Werte von 1 µm [PK], 1,01 µm [PH] und 0,61 µm [MA] widerspiegeln. Nach anschließender Politur konnten durchschnittliche Ra-Werte von 0,53 µm [PK], 0,19 µm [PH] und 0,15 µm [MA] gemessen werden.

Nach täglicher Reinigung wurden unter Folie ähnliche Ra-Werte wie nach einmaliger Reinigung gemessen, was die Werte $0,09\text{ }\mu\text{m}$ [PK], $0,07\text{ }\mu\text{m}$ [PH] und $0,23\text{ }\mu\text{m}$ [MA] verdeutlichen. Die mit einem $30\text{ }\mu\text{m}$ Diamanten bearbeiteten Oberflächen wiesen nach täglicher Reinigung mit $0,35\text{ }\mu\text{m}$ [PK], $0,22\text{ }\mu\text{m}$ [PH] und $0,29\text{ }\mu\text{m}$ [MA] deutlich geringere Ra-Werte auf. Die Oberflächen der polierten PMMA- Kunststoffe entsprachen nach täglicher Reinigung in etwa denen der einmaligen Reinigung, was sich in durchschnittlichen Ra-Werten von $0,49\text{ }\mu\text{m}$ [PK], $0,23\text{ }\mu\text{m}$ [PH] und um $0,2\mu\text{m}$ [MA] äußerte.

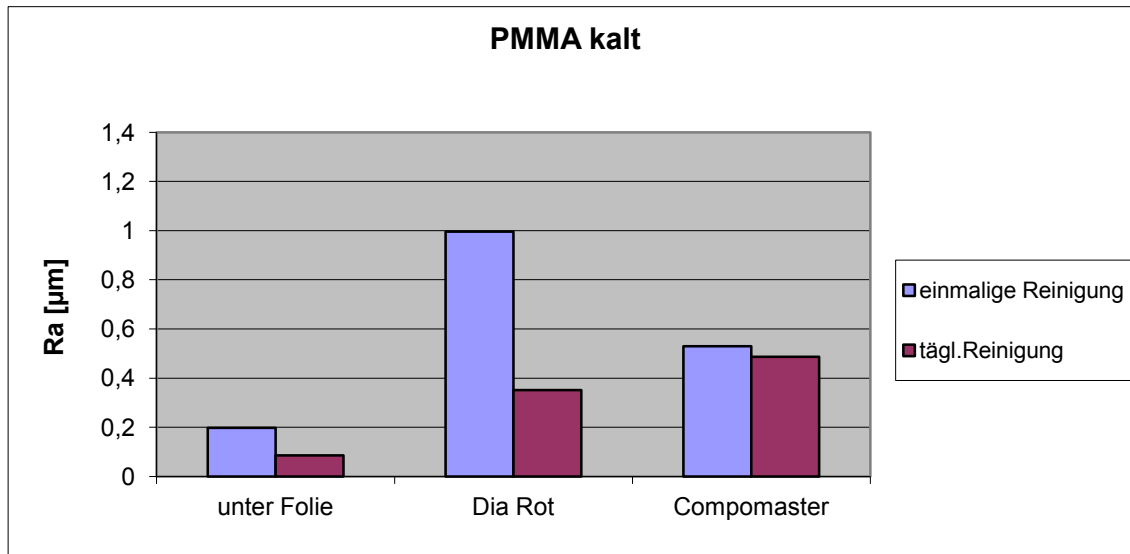


Abb.41: Ra-Werte von PMMA kalt nach unterschiedlicher Bearbeitung und Lagerung in Methylenblau (4 Wochen) mit und ohne tägliche Reinigung.

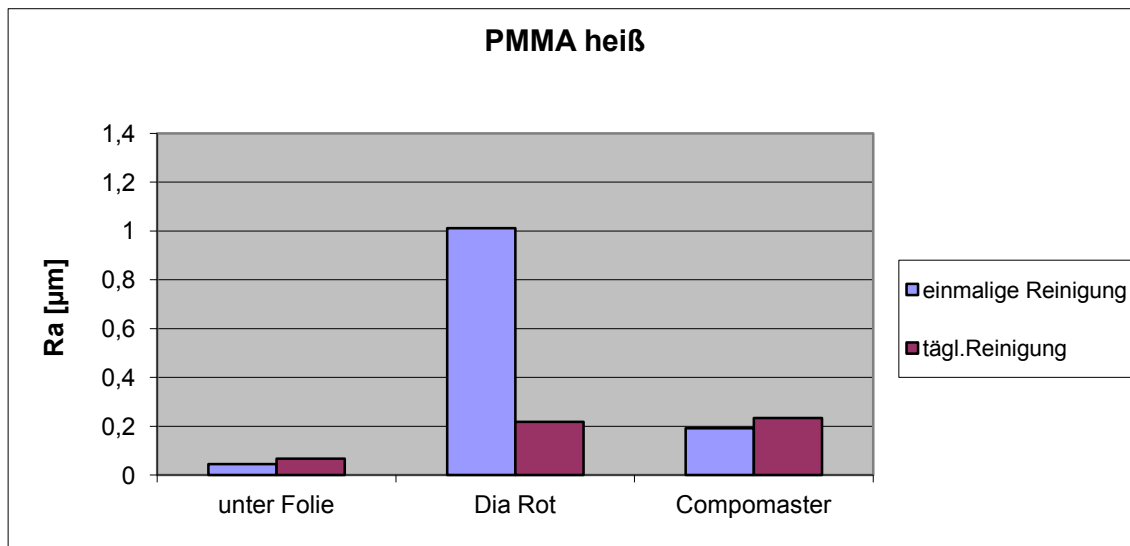


Abb.42: Ra-Werte von PMMA heiß nach unterschiedlicher Bearbeitung und Lagerung in Methylenblau (4 Wochen) mit und ohne tägliche Reinigung.

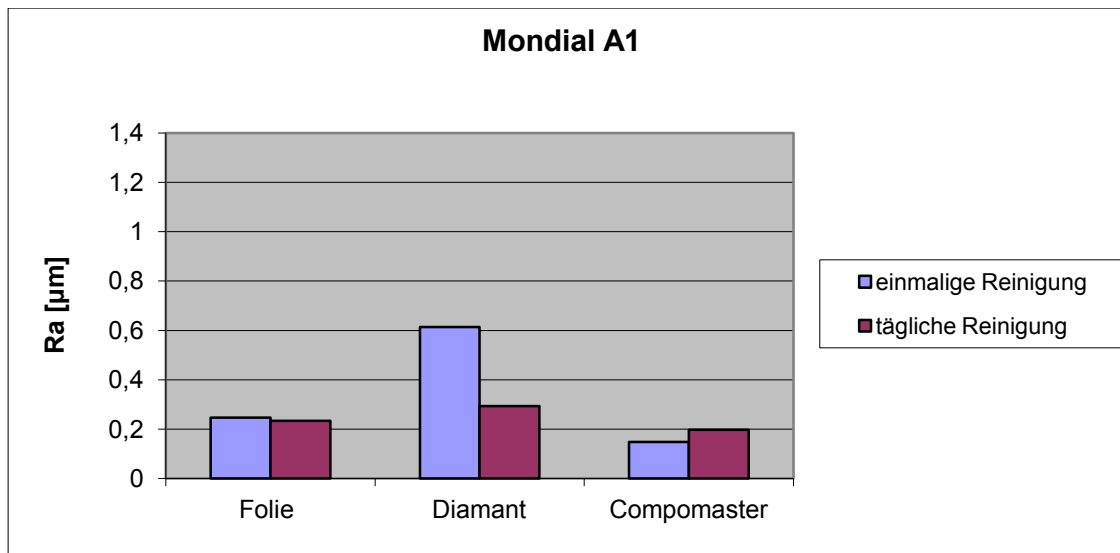


Abb.43: Ra-Werte von Mondial A1 nach unterschiedlicher Bearbeitung und Lagerung in Methylenblau (4 Wochen) mit und ohne tägliche Reinigung.

In Abb.44 ist der Effekt der Reinigung mit zwei unterschiedlichen Zahnpasten auf die Oberflächenbeschaffenheit der Mondial A1 Prothesenzähne dargestellt.

Nach Reinigung mit Blend-a-med Zahnpasta wurde bei Mondial A1 unbearbeitet ein durchschnittlicher Ra-Wert von 0,21 µm ermittelt. Nach Verwendung der abrasiveren Colgate white sensation Zahnpasta wurde eine Erhöhung des Ra-Wertes gemessen und ein durchschnittlicher Ra-Wert von 0,4 µm ermittelt. Die unter einem 30 µm Diamanten bearbeitete Oberfläche wurde von 1,29 µm nach Reinigung mit Blend-a-med Zahnpasta auf 1,09 µm nach Reinigung mit Colgate white sensation reduziert.

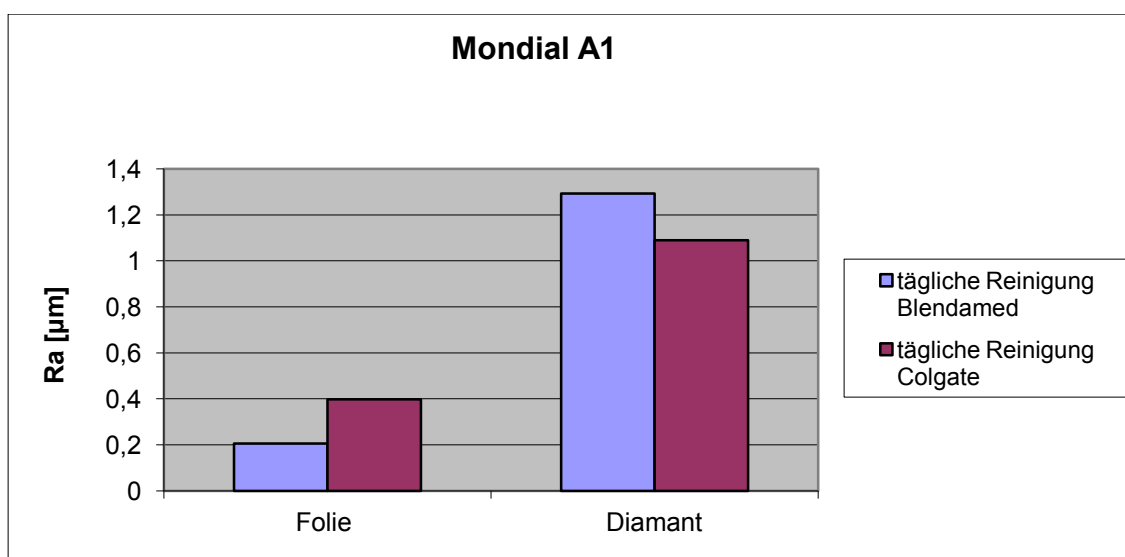


Abb.44: Ra-Werte von Mondial A1 nach Lagerung in Methylenblau (4 Wochen) und Reinigung mit Blend-a-med bzw. Colgate white sensation.

In Abb.45 ist der Effekt der unterschiedlichen Reinigungsverfahren auf die Oberflächenbeschaffenheit der Mondial A1 Prothesenzähne dargestellt. Nach Reinigung mit dem Nadelstrahlverfahren Ecoclean wurde ein durchschnittlicher Ra-Wert von 0,28 μm unter Folie gemessen. Nach Reinigung mittels Ultraschall wurde ein durchschnittlicher Ra- Wert von 0,22 μm und nach Reinigung mit Kukident Aktiv 3 von 0,26 μm ermittelt.

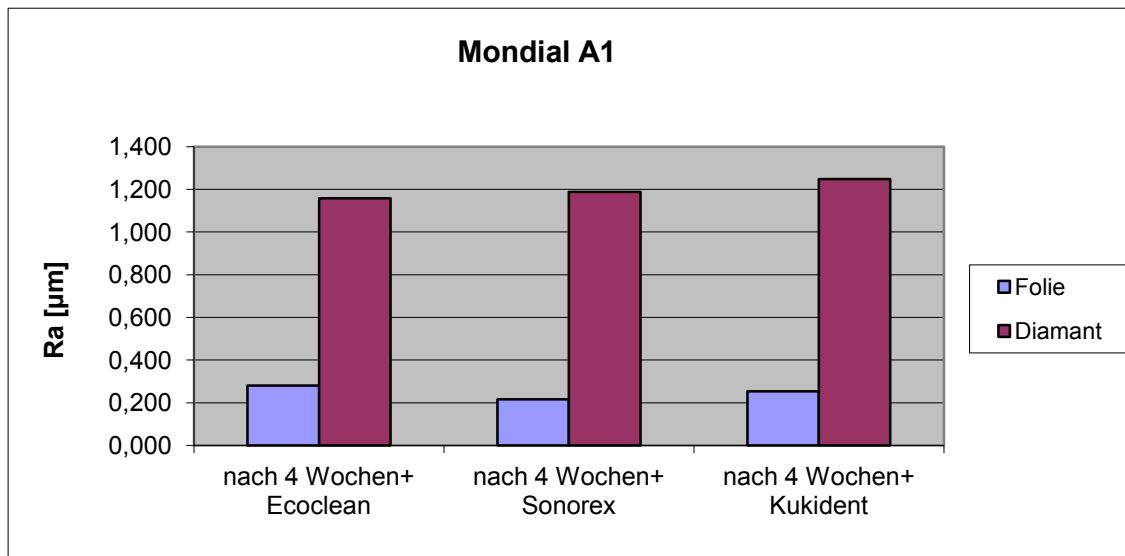


Abb.45: Ra-Wert von Mondial A1 nach Lagerung in Methylenblau (4 Wochen) und Reinigung mit Ecoclean, Sonorex und Kukident.

Die mit einem 30 μm Diamanten bearbeitete Oberfläche wies nach Reinigung mit Ecoclean einen durchschnittlichen Ra-Wert von 1,16 μm auf. Nach Reinigung mit Ultraschall wurde ein durchschnittlicher Ra-Wert von 1,2 μm und nach Reinigung mit Kukident wurde ein durchschnittlicher Ra-Wert von 1,25 μm ermittelt.

Alle 3 Reinigungsverfahren führten bei dieser Art der Reinigung zu keiner signifikanten Oberflächenverschlechterung.

6 Diskussion

6.1 Verfärbungsneigung

Eine Vielzahl von möglichen Mechanismen und Einflüssen auf die Verfärbung von Kunststoffen wird in der Literatur diskutiert. So werden z.B. Einflüsse von UV-Stabilisatoren (Rosentritt et al. 1998a), von Füllstoffart und Größe (Eldiwany et al. 1995, Setz et al. 1990), von Restmonomeren und unverbrauchten Reaktionsagenzien (Lang et al. 1998) auf die Farbbeständigkeit vermutet. Die Homogenität eines Kunststoffes, welche die blasenfreie Verarbeitung mit einschließt, ist nicht unwesentlich für seine Farbbeständigkeit. Makro- und/oder Mikroporositäten bedingen die Einlagerung von Wassermolekülen und führen so zu endogenen Verfärbungen, sowie Transparenzminderungen (Windecker 1969, Hofmann 1980). Nach Reis et al. ist die Verfärbungstendenz von Kompositen direkt von deren Materialzusammensetzung (Monomer- und Füllstoffpartikelzusammensetzung) und der angewendeten Politurmethode beeinflusst (Reis et al. 2003).

Auch instabile Polymerisationsvorgänge und chemische, innerhalb des Polymers ablaufende Reaktionen, wie die Umwandlung tertiärer Amin-Akzeleratoren und die Änderungen der oberflächlichen Kompositzusammensetzung führen zu einer tendenziellen, für das menschliche Auge kaum wahrnehmbaren Farbverschiebung der Komposite während der Alterungsperiode in Richtung Gelbwerte (Setz und Engel 1994, Reitemeier et al. 1994, Uchida et al. 1998, Kolbeck et al. 2003, Schulze et al. 2003). Speziell bei Tabak kommt es zu einer Farbverschiebung in Richtung der Gelbwerte (Mathias et al. 2010).

Einige Autoren weisen für hellere Farbtöne eine stärkere Verfärbung nach UV-Exposition nach (Eldiwany 1995; Uchida et al. 1998). Auch die eigenen Ergebnisse am Beispiel von Mondial A1 und Mondial A3 verdeutlichen die stärkere Verfärbung von helleren Farbtönen (siehe Abb. 21-24).

Insgesamt sind endogen bedingte und daher irreversible Farbänderungen, sowie die durch UV-Bestrahlung induzierten Farbänderungen im Vergleich zu exogenen Verfärbungen als relativ gering einzuschätzen (Seher und Viohl 1992; Kolbeck et al. 2003).

Da Menschen ein unterschiedliches Farbempfinden haben und die Farbbestimmung von Person zu Person teils stark differieren kann (Paul und Kern 2004, Balzer und Kaufmann-Jinoian, Dobberstein 2009), erfolgten die Messungen mit dem computergestützten Farbmessgerät Shade Eye NCC (Shofu, Ratingen). Solche Farbmessgeräte sind messtechnisch dem menschlichen Sehsinn ebenbürtig oder gar überlegen (Witzel 2004). Die Farbmessungen

sind auf farbmetrischer Ebene einer visuellen Farbmusterung überlegen. Dies bestätigen auch Paul und Kern (2004), Balzer und Kaufmann-Jinoian (2004) und Dobberstein (2009). Für einen Werkstoffvergleich ist eine objektive Messung mittels Messgerät unabdingbar (Rzanny et al. 2003b).

In der Literatur ließen sich nachfolgende Farbtonveränderungen und dazugehörige „Wahrnehmungsgrenzen“ finden:

ΔE 0 - 2: „nur gering“ bzw. „nicht wahrnehmbar“ (Cross et Moser 1977)

$\Delta E \leq 2$: „von allen wahrnehmbar“ (Seghi 1989)

ΔE 2 - 3: „gerade wahrnehmbar“ (Cross et Moser 1977; Seher und Viohl 1992; Eldiwany et al. 1995; Tung et al. 2002)

$\Delta E \geq 3,3$: „deutlich wahrnehmbar“ (Ruyter et al. 1987; Schulze et al. 2003).

Diese Einteilung nutzten auch Schulze et al. zur Beurteilung ihrer über die CIELAB Farbbestimmung ermittelten Farbabstände ΔE nach Alterung von Kompositen (Schulze et al. 2003). Regnet et al. konnten für $\Delta E < 3,3$ keine sichtbaren Farbveränderungen feststellen (Regnet et al. 2003).

Nach den Angaben der Literatur und den eigenen Messergebnissen wird deshalb eine Wahrnehmungsgrenze von $\Delta E = 3,5$ festgelegt. Folglich gilt:

$\Delta E < 3,5$: „nicht sichtbare“ Verfärbung

$\Delta E \geq 3,5$: „sichtbare“ Verfärbung

$\Delta E \geq 10,0$: „starke“ Verfärbung.

Da die Verfärbungstendenz und Farbmessung von der Oberfläche abhängig ist (Balzer und Kaufmann-Jinoian 2004, Staufenberg 2006, Welker 2005), wurde bei der Herstellung der Prüfkörper (siehe 4.2) sehr darauf geachtet exakt zu arbeiten, um eine Vergleichbarkeit zu gewährleisten. Zudem wurde bei jeder Messung auf gleiche Lichtbedingungen, sowie gleiche Untergrundbedingungen geachtet. Trotz aller Sorgfalt lassen sich natürlich menschliche Fehler nicht ausschließen. Kritisch müssen jedoch die in vitro vorhandenen optimalen planen Oberflächen der Kunststoffprüfkörper gegenüber den anatomisch mehr oder weniger konkav bzw. konvex geformten Zahnoberflächen gesehen werden. Dies hat unter Umständen auch eine höhere Verfärbung, eine schlechtere Reinigung oder eine höhere Oberflächenrauigkeit zur Folge.

Die acht unterschiedlich färbenden Medien bzw. aqua dest. verfärbten die Prüfkörper nach 4 Wochen unterschiedlich stark. Für die im destillierten Wasser gelagerten Prüfkörper wurden die geringsten Verfärbungen und Werte für ΔE von 0,85 [CE] bis 3,54 [PK] ermittelt. Eine Ausnahme bildeten lediglich die Dimethacrylate mit 11,15 [TE] und 5,92 [BI]. Die Lagerung

im destillierten Wasser führte zu einem durchschnittlichen ΔE -Wert von 3,45. Dieser Wert war mit keiner sichtbaren Farbänderung verbunden. Für die in CHX gelagerten Proben wurden nur geringe Verfärbungen mit ΔE -Werten von 1,52 [MB] bis 6,34 [GR] ermittelt. Einzig die Dimethacrylate bildeten mit 21,8 [BI] und 12,45 [TE] eine Ausnahme. Der durchschnittliche ΔE -Wert betrug 5,3 und war mit sichtbaren Farbänderung verbunden.

Die in Kaffee gelagerten Prüfkörper ließen eine schwache Verfärbung erkennen, was mit ΔE -Werten von 0,92 [MB] bis 7 [FS] zum Ausdruck kam. Wiederum galt dies nicht für die Dimethacrylate mit 27,03 [BI] und 10,38 [TE]. Der durchschnittliche ΔE -Wert bei Kaffee lag bei 6,11 und war mit deutlich sichtbaren Farbänderungen verbunden.

Auch die in Tabaksud gelagerten Prüfkörper verfärbten sich schwach mit ΔE -Werten von 1,08 [MB] bis 9,76 [GR]. Bei den Dimethacrylaten und auch beim Kaltpolymerisat waren die Werte etwas höher mit 11,96 [TE] / 13,98 [PK] und 18,45 [BI]. Der durchschnittliche ΔE -Wert bei Tabak lag bei 7,29 und war mit sichtbarer Farbänderung verbunden.

Nach Lagerung der Komposit-Prüfkörper in Tee wurden deutliche Verfärbungen sicht- und messbar, welche mit ΔE -Werten von 4,12 [MB] bis 12,3 [PK] einhergingen. Die Dimethacrylate wiederum verfärbten sich mit 31,77 [BI] und 17,94 [TE] deutlich mehr. Der durchschnittliche ΔE -Wert lag bei 9,96.

Die in Heidelbeersaft gelagerten Prüfkörper verfärbten sich deutlich bis stark mit ΔE -Werten von 1,99 [MB] bis 14,39 [PH]. Mit 39,49 [BI] bzw. 19,5 [TE] waren die Werte der Dimethacrylate wieder deutlich höher als bei den übrigen Kunststoffen. Der durchschnittliche ΔE -Wert betrug 11,88.

Prüfkörper, die in Rotwein aufbewahrt wurden, waren entsprechend der ΔE -Werte von 2,56 [MB] bis 22,3 [PK] deutlich bis stark verfärbt. Bei den Dimethacrylaten war die Verfärbung mit 46,17 [BI] und 28,19 [TE] noch stärker. Der durchschnittliche ΔE -Wert betrug 15,36.

Starke Verfärbungen der in Methylenblau gelagerten Prüfkörper kamen bei den Kunststoffen in ΔE -Werten von 6,39 [MA] bzw. 6,49 [MB] bis 51,35 [FS] zum Ausdruck. Bei den Dimethacrylaten wurden nach 4 Wochen Werte nach täglicher Messung von 93,06 [BI] und 68,59 [TE] gemessen. Der durchschnittliche ΔE -Wert betrug 26,15 und war damit mit starken sichtbaren Farbveränderungen verbunden.

Kritischer Weise muss man jedoch sagen, dass die unter physiologischen Verhältnissen zu erwarteten Verfärbungen generell bestimmt etwas geringer, und damit nicht ganz so intensiv ausfallen würden. Denn durch Mundhygienemaßnahmen und die Verdünnung der färbenden Medien durch den Speichel wird die Zeit, bis deutliche Verfärbungen sichtbar werden, verlängert (Luce and Campbell 1988).

Der künstliche Farbstoff Methylenblau hatte im Vergleich zu den übrigen, klinisch relevanten Färbemedien wie Rotwein, Kaffee, Tee, Tabak und Heidelbeersaft, mit ΔE -Werten ≥ 10 mit Abstand das größte Verfärbungsvermögen.

Generell ist eine stärkere Verfärbungsneigung des natürlichen Färbemediums Rotwein gegenüber Kaffee zu verzeichnen, wie auch schon Regnet et al. 2003 und Staufenbiel 2005 feststellten. Ebenso führt Rotwein nach Falkensammer et al. zu größeren Verfärbungen als beispielsweise Tee (Falkensammer et al. 2013). Auch bei Rzanny et al. führte Rotwein zu einer deutlichen Verfärbung, während Kaffee, Tee und Tabak meist geringere Verfärbungen verursachten (Rannny et al. 2009). Die im Vergleich stärkere Verfärbung durch Rotwein wurde auch von Stober et al. festgestellt (Stober et al. 2001). Kolbeck et al. hingegen ermittelten auf Grund ihrer Versuchsserien eine stärkere Verfärbungswirkung des Kaffees (Kolbeck et al. 2003). Das Verfärbungsvermögen von Tabaksud ist in etwa mit dem des Kaffees gleichzusetzen. Luce and Campbell fanden bei der Untersuchung von 4 Mikrofüllerkompositen die stärkste Verfärbungswirkung von Kaffee heraus, gefolgt von Tee und Tabak (Luce and Campbell 1988). Bei Catelan et al. führte Rotwein, wie auch hier bei den eigenen Messungen unter den klinisch relevanten Färbemedien zu den stärksten Verfärbungen (Catelan et al. 2011). Zusammenfassend kann nach den eigenen Untersuchungen folgende Reihung in Bezug auf die Verfärbung in aufsteigender Reihenfolge vorgenommen werden: Aqua dest., CHX, Kaffee, Tabak, Tee, Heidelbeeren, Rotwein und Methylenblau.

Betrachtet man die unterschiedlichen Kompositklassen für sich, so lässt sich feststellen, dass sich die Prothesenzähne Mondial generell am geringsten verfärben. Visuell auffällig war die im Vergleich stärkere Verfärbung der Schneidekante der ansonsten nur geringgradig verfärbten Prothesenzähne. Dieses Phänomen lässt sich damit erklären, dass die Schneidekanten der Mondial Prothesenzähne weniger stark vernetzt sind. Die sehr geringe Verfärbung der Prothesenzähne ist somit wahrscheinlich auf den hohen Vernetzungsgrad und die besondere Herstellungstechnologie zurückzuführen. Nach den Prothesenzähnen folgt PMMA heiß in Bezug auf den Verfärbungsgrad. Durch den höheren Polymerisationsgrad und den geringeren Restmonomergehalt war PMMA heiß des Weiteren auch immer weniger verfärbt als PMMA kalt. Bei den Dimethacrylaten, welche generell am stärksten verfärbt wurden, war Bis-GMA stärker verfärbt als TEGDMA. Seher und Viohl, sowie Rzanny und Welker fanden keine Korrelation zwischen Wasseraufnahme und exogener Verfärbungsneigung (Seher und Viohl 1992, Rzanny und Welker 1999b; Rzanny et al. 2003a). Es handelt sich somit bei den untersuchten Kompositen vor allem um eine

Farbstoffadsorption und bei den untersuchten polaren Dimethacrylaten mit hoher Wasseraufnahme um eine Farbstoffdiffusion ins Material (Seher und Viohl 1992). Denn die polaren Seitengruppen im Bis-GMA und TEGDMA haben eine große Affinität zum Wasser, die zu einer stärkeren Wasseraufnahme und somit möglicher Weise doch zu einer stärkeren Verfärbung führen. Die Wasseraufnahme und die Quellung können durch den Anteil der Füllkörper reduziert werden, denn ein großer Füllkörperanteil verringert den Anteil an Monomeren, die mit dem Wasser interagieren können (Mortier 2005, Ortengren 2001). Die Füllkörpergröße beeinflusst nach Cavalcante et.al hingegen den Verfärbungsgrad nicht (Cavalcante et.al 2009). Nach Rzanny et al. ist der Verfärbungsgrad zu einem starken Maße von Oberflächenrauigkeit und somit zu einem gewissen Teil von der Füllstoffkörpergröße abhängig (Rzanny et al. 2009). Weiterhin kann durch die Zusammensetzung der Matrix eine Reduktion der Wasseraufnahme erreicht werden, denn die unterschiedlichen Monomere weisen auch eine unterschiedliche Wasseraufnahme auf (Sideridou 2003).

Es liegt nahe bzw. man kann vermuten, dass Kunststoffe die viel Bis-GMA enthalten sich stärker verfärben, als diejenigen mit einem geringeren Gehalt an Bis-GMA.

Bei den untersuchten Füllungskompositen könnte das möglicherweise auf Grandio und Filtek Supreme zutreffen. Diese enthalten vermutlich mehr Bis-GMA als beispielsweise Enamel HFO Plus, denn diese beiden Komposite waren auch unter allen Oberflächenbedingungen deutlich mehr verfärbt.

Bei den Verblendkompositen fällt auf, das v.a. Ceramage am meisten verfärbt war, trotz eines im Vergleich in dieser Kompositklasse sehr hohen Füllstoffgehaltes. Hauptverantwortlich scheint auch hier die organische Matrix zu sein. Diese besteht bei Ceramage aus UDMA.

Um abschließend ein faire Bewertung des Verfärbungsgrades unter den jeweiligen Kompositen im Bezug auf den Bis-GMA bzw. UDMA-Gehalt vernehmen zu können, fehlen jedoch die genauen Herstellerangaben und somit die Kenntnisse über den genauen Bis-GMA-Gehalt der Komposite.

Werden die Einzelwerte ΔL , Δa und Δb , aus denen sich der Farbabstand ΔE berechnen lässt, einzeln betrachtet, so konnte für die in Kaffee, Tee, Tabak, Rotwein und Heidelbeeren gelagerten Proben eine vorrangige Farbtonveränderung auf der Schwarz-Weiß-Achse in Richtung Schwarz verzeichnet werden, was sich in negativen ΔE -Werten äußerte. Die Proben wurden demnach dunkler. Der Einfluss von Δa (Farbveränderung auf der Rot-Grün-Achse) und Δb (Farbveränderung auf der Blau-Gelb-Achse) auf den Farbabstand ΔE war vergleichbar geringer. Eine Farbverschiebungstendenz in Richtung Rot auf der Rot-Grün-Achse, sowie in Richtung Gelb auf der Blau-Gelb-Achse war bei den meisten Prüfkörpern

auffallend. Die in Methylenblau gelagerten Prüfkörper erschienen nach der Lagerung deutlich sichtbar blauer, $\Delta b < 0$. Der Einfluss von Δb auf den Farbunterschied ΔE zeigte sich hier am deutlichsten.

6.2 Entfärbungs- und Reinigungsmöglichkeit

Die oberflächlichen Farbpigmentauflagerungen können vorrangig durch mechanische Reinigung, d.h. Zahnbürsten/Bürsten, Zahnpasten/Pulver/Schäume bzw. Ultraschallreiniger entfernt werden. Die manuelle Geschicklichkeit der Patienten ist für den Erfolg der mechanischen Hygienisierung mittels Bürsten entscheidend. Ein zu hoher Anpressdruck mit falscher Putztechnik oder die Verwendung abrasiver Zahnpasta führen zu einer irreversiblen Verschlechterung der Prothesen- oder Kompositoberfläche (Jagger and Harrison 1995). Dies kann auch durch die eigenen Ergebnisse bestätigt werden. Sind bereits Pigmente durch Schwachstellen in der Oberfläche in tiefere Schichten vorgedrungen, so gestaltet sich die Entfernung schwieriger (Abb.43). Ebenso können schwer zugängliche Bereiche im Mund und z.B. sehr eng gestaltete Kontaktpunkte, tiefe Fissuren oder okklusale Reliefs die Reinigung von Kompositfüllungen, Verblendbrücken oder herausnehmbaren Zahnersatz erschweren.

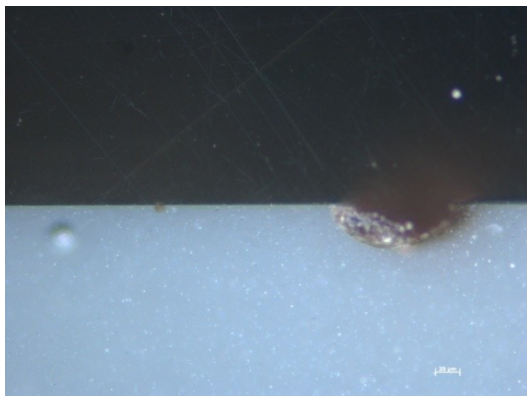


Abb.43: Filtek Supreme unbearbeitet nach Lagerung in Tee (200-fache Vergrößerung).

Durch chemisch/biologisch aktive Substanzen wie Peroxide, organische und anorganische Säuren, Hypochloride, Desinfektionsmittel oder Enzyme, wie sie in Reinigungstabletten und Ultraschallreinigungskonzentraten enthalten sind, soll neben der Verringerung der oberflächlichen Verfärbungen auch deren Entfernung realisiert werden (Condo 1999, Tschernitschek 1999). Eine effiziente Prothesenhygiene kann demzufolge durch eine Kombination von primär mechanischer Reinigung mittels Zahnbürste und hypoabrasiver Zahnpaste (Prothesenreinigungspaste) und anschließender Tauchbadreinigung mit Ultraschallreinigern, Tablettenreinigern oder Mundwässern erzielt werden (Barlattani 1999, Tschernitschek 1999). Die eigenen Untersuchungen ergaben nach Verfärbung durch Kaffee nur ein begrenztes Reinigungsvermögen. Die geringe Molekülgröße von Kaffee und die damit verbundene Fähigkeit, durch kleinste Oberflächendefekte in oberflächennahe Kunststoffschichten zu gelangen, scheint dafür verantwortlich zu sein (Seher und Viohl

1992). Nach Lagerung in Rotwein hingegen zeigen die niedrig abrasiven Reiniger einen ähnlich guten Reinigungseffekt wie die stark abrasiven Reiniger. Die generell gute Reinigung von Colgate sensation white führt jedoch schon nach 4 Wochen Reinigung zu einer Oberflächenverschlechterung um ca. 0,2 µm. Auch die Reinigung über 4 Wochen mit Blend-a-med bringt eine Oberflächenverschlechterung unter Folie um ca. 0,1 µm mit sich. Diese Oberflächenverschlechterung verursacht wiederum eine stärkere Verfärbung der jeweiligen Komposite. Dabei ausgenommen sind die Prothesenzähne. Zu beachten ist dabei, dass die Reinigungsmaßnahmen lediglich für 4 Wochen a 30 Sek. simuliert wurden, so dass nach Langzeitanwendung vor allem der abrasiven Reiniger mit deutlich größeren Rauheitswerten, Verfärbungen und Folgeschäden gerechnet werden muss. Auch Murrar et al. bestätigen, dass bei Zunahme der Abrasivität der Zahnpaste eine Steigerung der Oberflächenrauigkeit mit möglicher Beschleunigung der Zahnsteinanlagerung folgt (Murrar et al. 1986).

Die Ergebnisse lassen den Trugschluss zu, dass die alleinige Reinigung mittels Tablettenreinigungslösungen ausreichend sei. Dem muss widersprochen werden, da unter In vitro - Bedingungen lediglich der Einfluss von jeweils einem färbenden Medium betrachtet wurde. Plaqueakkumulation, sowie die komplexen intraoralen Einflüsse, wie z.B. Zusammensetzung der oralen Flora, zu verstoffwechselndes Substratangebot, wiederholter Konsum verschiedener färbender Medien, zwischenzeitliche Hygienisierungsmaßnahmen, Speichelfluss und -zusammensetzung blieben unberücksichtigt. Zudem kann durch die schonende Trocknung der entsprechenden Prüfkörper mittels Zellstofftüchern nach der Entnahme aus dem Reinigungsbad ein mechanischer Reinigungseffekt nicht völlig ausgeschlossen werden. Da bei Tablettenreinigern bei nachgewiesener Reinigung eine Oberflächenaufrauung nahezu unterbleibt, kann die Tauchbadreinigung befürwortet werden. Jedoch sollte zuvor eine mechanische Reinigung nicht unterbleiben, um grobe Verunreinigungen vorher zu entfernen.

Die in Labor und Praxis weniger verbreitete Nadelstrahlreinigung ist ein wirksames, mechanisch-chemisches Reinigungsverfahren, welches die Oberflächengüte in vergleichbar niedrigem Ausmaß beeinflusst. Eine häufigere Anwendung bei abnehmbaren Zahnersatz ist zu empfehlen.

6.3 Ra- Wert

Die Hauptursache für exogene Verfärbungen von Kompositen liegt in der Oberflächenrauigkeit, die durch formkorrigierende Maßnahmen entsteht und während der Gebrauchsperiode durch Zahnpflegemaßnahmen, mechanische Läsionen und Alterung gesteigert wird (Krämer et al. 1990, Baucks und Hannig 1995, Rzanny und Welker 2000, Rzanny et al. 2003b). Generell hat die Oberflächenbeschaffenheit eines Werkstoffes einen erheblichen Einfluss auf die Lebensdauer und die Dauerfestigkeit (Stümke 2005).

Die Polymerisation von Kompositen gegen eine Folie ergibt bekanntermaßen niedrigste initiale Rauheitswerte (Abb.44). Auf Grund der anatomischen Formgestaltung ist jedoch ein freies Auftragen von Kompositen bzw. eine Formkorrektur unumgänglich (Bollen et al. 1997, Rzanny und Welker 2000, Rzanny et al. 2003b). Dabei sind die Unterschiede zwischen einer polierten und einer 30 µm diamantbearbeiteten Oberfläche hinsichtlich der entstehenden Oberflächenbeschaffenheit erheblich (Abb.45).

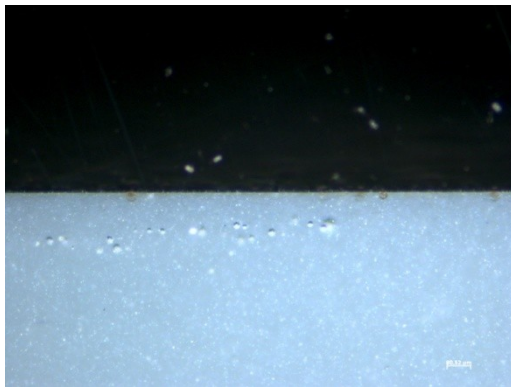


Abb.44: Ceramage unbearbeitet nach Lagerung in Tee (200-fache Vergrößerung).

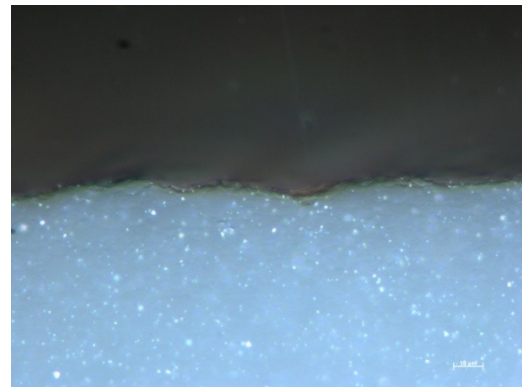


Abb.45: Ceramage mit Diamant bearbeitet und anschließender Lagerung in Tee (500-fache Vergrößerung).

Mittels Feinausarbeitung/Politur soll im Anschluss eine optimale Oberflächenqualität realisiert werden, um Plaqueadhäsion und exogene Verfärbung zu vermeiden (Rzanny und Welker 2000; Rzanny et al. 2003b). Anhand in der Literatur beschriebener klinischer Untersuchungen kann der Grenzwert der Oberflächenrauigkeit für Bakterienretention mit einem Ra-Wert von 0,2 µm festgelegt werden. Das Überschreiten dieses Grenzwertes ist mit einer Zunahme der Plaqueakkumulation verbunden (Bollen et al. 1997). Nach einer Politur können Ra-Werte erreicht werden, wie sie nach Polymerisation unter Folie entstehen, was die eigenen Ergebnisse unterstreichen.

Bei den unter Folie polymerisierten untersuchten Füllungskompositen konnten Ra-Werte von 0,04 µm [EP] bis 0,06 µm [GR] gemessen werden. Nach anschließender Politur konnten ähnlich gute Ra-Werte wie unter Folie erreicht werden, was die durchschnittlichen Werte von 0,05 µm [FS], 0,06 µm [EP], 0,18 µm [GR] und 0,19 µm [NP] verdeutlichen. Dabei waren Filtek Supreme und Enamel HFO am besten zu polieren.

Bei den unter Folie polymerisierten untersuchten Verblendkompositen wurden unter Folie durchschnittliche Ra-Werte von 0,05 µm [CE], 0,07 µm [AD] und 0,13 µm [DI] gemessen. Nach Politur wurden Werte von 0,14 µm [CE], 0,19 µm [DI] und 0,19 µm [AD] erreicht.

Bei den Dimethacrylaten wurden deutlich höhere Werte von 0,20 µm [TE] und 1,07 µm [BI] unter Folie ermittelt. Nach Politur wies TEGDMA einen Ra-Wert von 0,18 µm auf, der fast dem unter Folie entsprach. Bei Bis-GMA wurde nach Politur ein Ra-Wert von 0,79 µm erreicht.

Bei den untersuchten PMMA-Kunststoffen und den Prothesenzähnen wurden unter Folie bzw. unbearbeitet nach einmaliger Reinigung durchschnittliche Ra-Werte von 0,2 µm [PK] bzw. 0,05 µm [PH] bis 0,25 µm [MA] gemessen. Nach anschließender Politur konnten durchschnittliche Ra-Werte von 0,53 µm [PK], 0,19 µm [PH] und 0,15 µm [MA] gemessen werden.

Für eine möglichst gute Oberfläche sind neben der Monomierzusammensetzung auch Füllstoffgehalt, -partikelgröße und -zusammensetzung von Bedeutung (Tanoue et al. 2000; Nagem Filho 2003). Werden einem Komposit als Füllstoff Glaskeramik- oder Aluminiumoxid-Partikel anstatt Siliziumoxid-, Quarz-, Bariumglas- oder Strontiumglaspartikel beigemischt, so lässt sich das Material schlechter polieren und weist eine erhöhte Rauigkeit auf (Zappini 2004). Neben Größe, Art und Menge der Füllkörper scheinen auch die Polierwerkzeuge an sich die Oberflächenqualität zu beeinflussen (Rzanny et al. 2003b). Nach Rzanny et al. ist die Verfärbungsneigung in starkem Maße von der Oberflächenrauigkeit und somit zu einem gewissen Teil auch von der Größe der Füllstoffpartikel abhängig (Rzanny et al. 2009). Nach Cavalcante et al. jedoch hat die Größe der Füller in einem Komposit keinen Einfluß auf die Oberflächenrauigkeit (Cavalcante et al. 2009).

Mit zunehmender Oberflächenrauigkeit steigt die Adhäsion von Farbstoffpigmenten an einer Werkstoffoberfläche. Unter Funktion, d.h. durch chemische und physikalische Belastungen im Mundmilieu, kommt es während der Nutzungsperiode von Füllungs- und Verblendkunststoffen sowie von Prothesenbasiskunststoffen zu einer Verschlechterung der primär glatt polierten Kunststoffoberfläche mit möglicher Freilegung von Porositäten und Bildung von Haarrissen,

wodurch die Adhäsion und das Eindringen von Farbpigmenten begünstigt wird. Die Entfernung exogener Verfärbungen mittels Reinigungs- und Politurverfahren gestaltet sich allerdings bei Penetration der Farbpartikel in tiefere Schichten durch Schwachpunkte in der Oberfläche schwierig. Daher ist neben einer hohen Farbstabilität eine hohe und dauerhafte Oberflächengüte dringend erforderlich (Krämer et al. 1990, Setz und Engel 1994, Kolbeck et al. 2003).

Nach täglicher Reinigung über 4 Wochen verschlechterten sich die Ra-Werte unter Folie, was in Oberflächenrauigkeiten von 0,07 μm bis 0,14 μm zum Ausdruck kommt. Auch die Oberflächen der polierten Füllungskunststoffe werden nach täglicher Reinigung schlechter, was sich in den durchschnittlichen Ra-Werten von 0,15 bis 0,26 μm zeigt.

Die Reinigung über 4 Wochen mit der Zahnpaste Blend-a-med führte sowohl unter Folie, als auch unter der polierten Oberfläche zu einer durchschnittlichen Oberflächenverschlechterung um ca. 0,1 μm . Die Anwendung der abrasiveren Zahnpaste Colgate sensation white im Vergleich zur Zahnpaste Blend-a-med führt zu einer durchschnittlichen Oberflächenverschlechterung um ca. 0,2 μm .

Generell sind die Verblendkunststoffe, PMMA-Kunststoffe und die Prothesenzähne sehr gut zu polieren und verschlechtern ihre Oberfläche nach Reinigung nur gering.

Bemerkenswert ist, dass die mit einem 30 μm Diamant bearbeiteten Oberflächen nach der 4 wöchigen Reinigung deutlich besser werden. Der Ra-Wert reduziert sich im Schnitt auf die Hälfte. Das heißt, die Putzkörper in der Zahnpasta „polieren“ die Komposite.

7 Schlussfolgerungen

Exogene Verfärbungsneigung:

Strukturelle Fehler, sei es durch die Ver-, Aus- oder Bearbeitung der Komposite bedingen eine stärkere Verfärbung und sind zu vermeiden. Eine glatte, gut polierte Oberfläche ohne Lufteinschlüsse erreicht ΔE -Werte wie nach Polymerisation unter Folie. Folglich ist eine Politur nach Formkorrektur uneingeschränkt zu empfehlen.

Rotwein führt im Durchschnitt nach Methylenblau zu den größten Verfärbungen, gefolgt von Heidelbeeren, Tee, Tabak, Kaffee und CHX.

Die meiste Verfärbung erfolgt in den ersten 7 Tagen der insgesamt 28 Messtage. Demnach würde es ausreichen die Verfärbung 2 Wochen lang zu messen, um verlässliche Ergebnisse zu erzielen. Es sollte jedoch jeden Tag gemessen werden, damit eventuelle Auf- bzw. Ablagerungen und damit vermehrte Verfärbungen vermieden werden.

Die vergleichsweise geringsten exogenen Verfärbungen gegenüber allen untersuchten Materialien erreichen in den jeweiligen Kunststoffklassen die Prothesenzähne Mondial, der Prothesenbasiskunststoff PMMA heiß, der Verblendkunststoff Dialog und der Füllungskunststoff Enamel HFO Plus. Die Dimethacrylate Bis-GMA, gefolgt von TEGDMA zeigen die höchste exogene Verfärbungsneigung. Es liegt nahe, dass ein hoher Bis-GMA Gehalt in einem Komposit zu stärkeren Verfärbungen führt.

Bei der exogenen Verfärbungsneigung handelt es sich bei den untersuchten Kompositen aber vor allem um eine Farbstoffadsorption.

Entfärbungs- und Reinigungsmöglichkeit nach Lagerung in färbenden Medien:

Einmal entstandene Verfärbungen können ohne größeren Oberflächenabtrag durch z.B. Finierer oder Polierer niemals vollständig beseitigt werden. Jedoch kann man durch die hier verwendeten Reinigungsmittel deutliche Entfärbungen erreichen.

Die geringsten Entfärbungen wurden mit Kukident Aktiv 3 erzielt. Somit kann eine alleinige chemische Tauchbadreinigung der Prothesenzähne bzw. der Prothesenbasiskunststoffe nicht befürwortet werden. Sie ist nur zur Unterstützung der mechanischen Reinigung mit Zahnbürste und Zahnpasta zu betrachten. Die Ultraschallreinigung führt im Vergleich zu einer ausreichenden Reinigung. Durch mechanische Hygienisierungsverfahren, die täglich selbst angewendet werden können, findet eine sehr gute Reinigung, jedoch in jedem Fall eine Oberflächenaufrauung statt. Dies wiederum führt zu einer stärkeren Verfärbung. Durch geringen Anpressdruck, richtige Putztechnik und Verwendung niedrig abrasiver Reiniger

kann eine stärkere Oberflächenaufrauung minimiert werden. Von der dauerhaften Anwendung stark abrasiver Reiniger, wie z.B. Colgate white sensation, ist abzusehen. Die Nadelstrahlreinigung ist ein sehr gutes Reinigungssystem. Häufiger Anwendung steht nichts entgegen. Aus Kostengründen bleibt der Einsatz jedoch der zahnärztlichen Praxis bzw. dem Labor vorbehalten.

Oberflächenrauigkeit:

Initial werden unter Folie Ra-Werte $< 0,1 \mu\text{m}$ erreicht. Die Bearbeitung mit einem $30 \mu\text{m}$ Diamanten führt zu starken Oberflächenaufrauungen mit Ra-Werten um $1 \mu\text{m}$. Mit anschließender Politur können Ra-Werte $< 0,2 \mu\text{m}$ erreicht werden, mit Ausnahme von Bis-GMA und PMMA kalt. Bei Enamel HFO Plus und Filtek Supreme können nach Politur sogar Ra-Werte $< 0,1 \mu\text{m}$ erreicht werden, was für die Minimierung der Absorption von Plaque- und Farbpartikeln, sowie deren Entfernung sehr günstig ist.

Die Reinigung mit dem Nadelstrahlverfahren ECOCLEAN, mit Kukident Aktiv 3 und mit Ultraschall führt zu keiner Verschlechterung der Oberflächenrauigkeit.

Durch die Reinigung mit Zahnpasta ist eine Oberflächenaufrauung der primär glatten, unbearbeiteten und der polierten Kompositoberfläche zu verzeichnen. Die Verwendung stark abrasiver Zahnpasta bringt eine durchschnittliche Oberflächenverschlechterung um ca. $0,2 \mu\text{m}$ nach 4 Wochen mit sich. Die Verwendung gering abrasiver Zahnpasta führt zu einer durchschnittlichen Oberflächenverschlechterung um ca. $0,1 \mu\text{m}$. Eine dauerhafte Anwendung stark abrasiver Reiniger ist somit nicht zu empfehlen. Ein geringer Anpressdruck und eine richtige Putztechnik kann stärkere Oberflächenaufrauungen minimieren.

Die mit einem $30 \mu\text{m}$ Diamant bearbeiteten Oberflächen werden nach 4 wöchiger Reinigung mit Blend-a-med Zahnpasta besser. Der Ra-Wert reduziert sich im Schnitt auf die Hälfte. Daher ist davon auszugehen, dass auch intraoral während der Gebrauchs- und Nutzungsperiode die Oberflächenrauigkeit sehr rauer Oberflächen geringer wird. Jedoch sollte dieses Ergebnis nicht dazu dienen, eine Politur als unnötig zu betrachten. Denn nur eine glatte, gut polierte und strukturell homogene Oberfläche verhindert auf Dauer Plaqueanlagerungen und mögliche Verfärbungen.

8 Literaturverzeichnis

1. Ahmad I. 1999. Three-dimensional shade analysis: perspectives of color. Part I. Pract Periodontics Aesthet Dent, 11: 789-796.
2. Ahmad I. 2000. Three-dimensional shade analysis: perspectives of color. Part II. Pract Periodontics Aesthet Dent, 12 : 557-564.
3. Alexandridis A, Nolden R. 1984. Neue Erkenntnisse über die Abnutzung von Kompositions-Füllungsmaterialien. Quintess Zahnärztl Lit, 35: 679-685.
4. Asmussen E. 1981. An accelerated test for color stability of restorative resins. Acta Odontol Scand, 39: 329-332.
5. Asmussen E. 1982. Optische Eigenschaften von Kunststoff-Füllungsmaterialien. In: Müller-Kalben MF.: Füllungswerkstoffe auf Kunststoffbasis. Bayer Dental, Leverkusen, 277-305.
6. Asmussen E. 1975. NMR-analysis of monomers in restorative resins. Acta Odontol Scand, 33: 129-134.
7. Asmussen E, Peutzfeld A. 1998. Influence of UEDMA, BisGMA, and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. Dent Mater, 14: 51-56.
8. Baltzer A, Kaufmann-Jinoian V. 2004. Die digitale Farbmessung der Zähne. Quintessenz Zahntech, 30(8): 834-858.
9. Barlattani A. 1999. Oralhygieneempfehlung für Prothesenträger. Dental Forum, 1: 8-11.
10. Baucks R und Hannig M 1995. Oberflächenbearbeitung von Komposit – Eine rasterelektronenoptische Studie. ZWR, 104: 372-377.

11. Berger-Schunn A. 1994. Praktische Farbmessung: ein Buch für Anfänger, eine Gedächtnisstütze für Könner. 2. Aufl. Göttingen Zürich: Muster-Schmidt.
12. Berns RS, Billmeyer FW, Salzmann M. 2000. Billmeyer and Salzmann's principles of color technology. 3rd ed. New York: John Wiley and Sons.
13. Betke H, Revas P, Werner C, Attin T. 2005. Der Einfluss von Desensibilisierungslacken auf die Zahnaufhellung in der Bleichtherapie. Quintessenz, 56(6): 589-597.
14. Bollen CML, Lambrechts P. and Quirynen M. 1997. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. Dent Mater, 13: 258-269.
15. Bowen RL, Barton JA, Mullineux AL. 1972. Composite restorative materials. Dental Materials Research; Nat Bur Stand Spec Publ, 35: 93-100.
16. Brackett WW, Gilpatrick RO, Gunnin BS. 1997. Effect of finishing method on the microleakage of class v resin composite restorations. Am J Dent, 10: 189-191.
17. Cavalcante LM, Masouras K, Watts DC, Pimenta LA, Silikas N. 2009. Effect of nanofillers' size on surface properties after toothbrush abrasion. Am J Dent, 22(1): 60-64.
18. Catelan A, Briso ALF, Sundfeld RH, Goiato MC, dos Santos PH. 2011. Color stability of sealed composite resin restorative materials after ultraviolet artificial aging and immersion in staining solutions. The Journal of Prosthetic Dentistry, 105(4): 236-41.
19. CIELAB-Systembeschreibung. 2002. Internetveröffentlichung: 1-3.
20. Chu SJ, Tarnow DP. 2001. Digital shade analysis and verification: a case report and discussion. Pract Proced Aesthet Dent, 13: 129-136.

21. Chu SJ, Devigus A, Mieleszko AJ. 2005. Farbtheorie. In: Dentale Farbenlehre: Farbbestimmung und Farbkommunikation in der ästhetischen Zahnmedizin. Berlin: Quintessenz Verlag GmbH, pp. 1-17.
22. Chung KH. 1990. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. J Dent Res, 69: 852-856.
23. Chung K. 1994. Effects of finishing and polishing procedures and the surface texture of resin composites. Dent Mater, 10: 325-330.
24. Commission Internationale de l'Eclairage. 1978. Recommendations on uniform color spaces, color difference equations, and metric color terms. Paris: Bureau Central de la CIE.
25. Condo SG. 1999. Zur Technologie moderner Prothesenreiniger. Dental Forum, 1: 12-15.
26. Cook WD, Beech DR, Tyas MJ. 1985. Structure and properties of methacrylate based dental restorative materials Biomaterials, 6: 362-368.
27. Cross MD and Moser JB. 1977. A colorimetric study of coffee and tea staining of four composite resin. J Oral Rehabil, 4: 311.
28. De Gee AJ, Feilzer AJ, Davidson CL. 1993. True linear polymerization shrinkage of unfilled resins and composites determined with a linometer. Dent Mater, 9(1163): 11-14.
29. Dietze ST. 1985. Werkstoffkundliche Untersuchungen an 6 Kompositen unterschiedlichen Reaktionstyps unter Berücksichtigung der Strahlenquellen. Zahnmed Diss, Friedrich-Schiller-Universität Jena.
30. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. 1994. Comparison of the colour stability of ten new generation composites: A in vitro study. Dent Mater, 10: 353-362.

31. DIN 5033-1. Ausgabe 1979-03. Farbmessung: Grundbegriffe der Farbmatrik. Beuth Berlin, Wien, Zürich.
32. DIN 5033-2. Ausgabe 1992-05. Farbmessung: Normvalenz-Systeme. Beuth Berlin, Wien, Zürich.
33. DIN 5033-3. Ausgabe 1992-07. Farbmessung: Farbmaßzahlen. Beuth Berlin, Wien, Zürich.
34. DIN 6174. Ausgabe 1979-01. Farbmetrische Bestimmung von Farbabständen bei Körperfarben nach der CIELAB-Formel. Beuth Berlin, Wien, Zürich.
35. Dobberstein I. 2009. Objektiv bestimmen – subjektiv wahrnehmen. Vorstellung eines neuen Farbmesssystems. Quintessenz Zahntech, 35(4): 420-422.
36. Domingos PADS, Garcia PPNS, Oliveira ALBMD, Palma-Dibb RG. 2011. Composite resin color stability: influence of light sources and immersion media. Journal of Applied Oral Science, 19(3): 204-211.
37. Donahue JL, Goodkind RJ, Schwabacher WB, Aeppli DP. 1991. Shade color discrimination by men and women. J Prosthet Dent, 65: 699-703.
38. Egger B. 2002. Die Weiterentwicklung der computergestützten Farbbestimmung. Quintessenz Zahntech, 28: 876-884.
39. Eichner K, Kappert HF. 2005. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 1: Grundlagen und Verarbeitung. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York.
40. Eichner K, Kappert HF. 2008. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York.
41. Eldiwany M., Friedl KH, Powers JM. 1995. Color stability of light-cured and post-cured composites. AM J Dent, 8: 179-181.

42. Engel A. 2003. Untersuchung von Verfärbungen von fünf lichthärtenden Verblendkunststoffen durch sieben im Alltag gebräuchliche, verfärbende Stoffe. Med Diss. Berlin, Heppenheim.
43. Ernst CP. 2003. Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. Zm, 93: 790-800.
44. Ernst CP. 2011. Eine Einteilung der Kompositmaterialien. Zm online, Update Komposite: Einführung – Teil 2.
45. Ertas E, Güler AU, Yücel AÇ, Köprülü H, Güler E. 2006. Color stability of resin composites after immersion in different drinks. Dental materials journal, 25(2): 371-376.
46. Faber FJ, Schlegel G. 1995. Visuelle und messtechnische Zuordnung der Zahnfarbe. Dtsch Zahnärztl Z, 1995/9: 661-663.
47. Falkensammer F, Arnetzl GV, Wildburger A, Freudenthaler J. 2013. Color stability of different composite resin materials. J Prosthet Dent, 109(6): 378-383.
48. Fischer U, Braun H, Döflinger R, Doll W, Heinzl M, Höll H, Ignatowitz E, Kudlich H, Meyer W, Nist G, Röhrer W. und Schilling K. 1990. Längenprüftechnik und Qualitätssicherung. In: Fischer U, Braun H, Döflinger R, Doll W, Heinzl M, Höll H, Ignatowitz E, Kudlich H, Meyer W, Nist G, Röhrer W und Schilling K(Hrsg.): Fachkunde Metall, Verlag Europa-Lehrmittel, Nourney, Vollmer GmbH& Co., Haan-Gruiten, 29-31, 288- 289.
49. Geurtsen W. 1999. Kunststofffüllungen. In Kariologie und Füllungstherapie. Heidemann, D., München, Urban & Schwarzenberg, 177-220.
50. Goldstein GR, Schmitt GW. 1993. Repeatability of a specially designed intraoral colorimeter. J Prosthet Dent, 69: 616-619.
51. Hickel R. 1997. Moderne Füllungswerkstoffe. Dtsch. Zahnärztl. Z., 52(2631): 572-585.

52. Hellwig, Klimek, Attin. 2009. Einführung in die Zahnerhaltung. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
53. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M., Anusavice K. 1998. New direct restorative materials. International Dental Journal, 48: 3-16.
54. Hofmann M. 1980. Ästhetische Langzeitwirkung von kunststoffverblendetem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z, 35:849-858.
55. Hofmann E, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G. 2000. In vitro colour stability of different shades of one restorative composite J Dent Res, 79: 397.
56. Hommelwerke GmbH Firmenschrift. 1993. Rauheitsmessung - Theorie und Praxis.
57. Jagger DC and Harrison A. 1995. Denture cleansing – the best approach. Br Dent J, 178: 413-417.
58. Janda R. 1988. Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (I). Quintessenz, 39: 1067-1073.
59. Janda R. 1988. Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (II). Quintessenz, 39: 1243-1253.
60. Janda R. 1988. Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe (III). Quintessenz, 39: 1393-1398.
61. Joachim U. 1991. Beitrag zur computergestützten Farbgebung zahnärztlicher Werkstoffe am Beispiel eines mikrogefüllten Composite-Kunststoffes. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
62. Johnston WM., Kao EC. 1989. Assesment of appearance match by visual observation and clinical colorimetrie. J Dent Res, 68: 819-822.

63. Jung T und Borchers L. 2000. Schleif- und Poliermittel. In: Eichner K. und Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 373-375.
64. Karaarslan ES, Bulbul M, Yildiz E, Secilmis A, Sari F, Usumez A. 2013. Effects of different polishing methods on color stability of resin composites after accelerated aging. Dental Materials Journal, 32(1): 58-67.
65. Kleinbölting H. 1990. Komposites gestern, heute und morgen. Dental Magazin, 8,3: 80-83.
66. Knock FE, Glenn JF. 1951. Dental material and method. US Patent No. 2558139.
67. Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang G und Handel G. 2003. Farbbeständigkeit von Verblendkompositen nach künstlicher Alterung, Verfärbungslagerung und Reinigung. Dtsch Zahnärztl Z, 58: 14-18.
68. Krämer A, Netuschil L und Simonis A. 1990. Plaqueanlagerung an verschiedenen Verblendkunststoffen - eine klinische Studie. Dtsch Zahnärztl Z, 45: 482-484.
69. Krejci I, Lutz F. 1984. Kompositfüllungen - das 1X1 des Ausarbeitens. Schweiz Mschr Zahnmed, 94: 1015-1017.
70. Kuehni RG, Marcus RT. 1979. An Experiment in visual scaling of small colour differences. Colour Research and Applications, 4: 83.
71. Lang R, Rosentritt M, Behr M, Leibrock A, Handel G. 1998. Colour stability of provisional restoration materials. Brit Dent J, 185: 468-471.
72. Lemire PA, Burk B. 1979. Farbe und Zahnersatz. Quintessenz, Berlin, Chicago, Rio de Janeiro, Tokio.

73. Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. 1985. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res*, 64 : 1396-1401.

74. Lindemann W und Körber E. 1985. Untersuchung über die Oberflächenbeschaffenheit zahnärztlicher Verblendkunststoffe. *Dtsch Zahnärztl Z*, 40: 82-86.

75. Loos H. 1989. Farbmessung, Grundlagen der Farbmatrik und Ihre Anwendungsbereiche in der Druckindustrie. *Beruf + Schule Itzehoe*.

76. Luce MS and Campbell CE. 1988. Stain potential of four microfilled composites. *J Prosthet Dent*, 60: 151-154.

77. Lutz F, Cochran MA, Mörmann W. 1984. Adhäsive Restauration - Flop oder Hit? *Schweiz Mschr. Zahnmed.*, 94(164): 1124-1131.

78. Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Imfeld T. 1983. Komposits - Klasifikation und Wertung. *Schweiz Mschr Zahnheilk*, 93(2421): 914-929.

79. Mathias P, Silva LD, Saraiva Lde O, Costa L, Sampaio MD, de Araujo RP, Cavalcanti AN. 2010. Effect of surface sealant and repolishing procedures on the color of composite resin exposed to cigarette smoke. *Gen Dent*, 58(4): 331-5.

80. Mortier E, Gerdolle DA, Dahoun A, Panighi MM. 2005. Influence of initial water content on the subsequent water sorption and solubility behavior in restorative polymers. *Am J Dent*, 18: 177-81.

81. Mortier E, Gerdolle DA, Dahoun A, Panighi MM. 2005. Importance of water sorption and solubility studies for couple bonding agent--resin-based filling material. *Am J Dent*, 18: 177-81.

82. Murrar D, McCabe JF and Storer R. 1986. Abrasivity of denture cleaning pastes in vitro and in situ. *Br Dent J*, 161: 137-141.

83. Mutlu-Sagesen L, Ergun G, Ozkan Y, Semiz M. 2005. Color stability of a dental composite after immersion in various media. *Dental materials journal*, 24(3): 382-390
84. Nagem FH, D'Azevedo MTFS, Nagem HD and Marsola FP. 2003. Surface Roughness of Composite Resin After Finishing and Polishing. *Braz Dent J*, 14: 37-41.
85. Ngo S, Fay RM, Powers JM. 2000. Color stability of packable composites exposed to staining and aging. *J Dent Res*, 79: 393.
86. Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. 2001. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil*, 28: 1106-15.
87. Paul J, Kern M. 2004. Digitale Farbbestimmung. Vereinfacht der Computer die Farbbestimmung für Keramik? *Quintessenz Zahntech*, 30(6): 610-618.
88. Pilz WME. 1985. *Praxis der Zahnerhaltung und oralen Prävention*, Leipzig: Johann Ambrosius Barth Verlag.
89. Pioch T, Dörfer C, Staehle HJ. Hrsg. 1998. Komposite. In: Meiners H., Lehmann KM. *Klinische Materialkunde für Zahnärzte*. Hanser-Verlag, München/Wien.
90. Raser G. 2002. Behandlung der bereitgestellten Kunststoffprüfkörper mit dem ECOCLEAN- Verfahren. *Versuchsanleitung*.
91. Regnet T, Rosentritt M, Behr M, Lang R und Handel G. 2003. Farbbeständigkeit von Verblendkompositen nach Verfärbungslagerung und Reinigung mit und ohne vorhergehende künstliche Alterung. Poster der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Universität Regensburg auf der 127. Tagung der DGZMK in Aachen im Oktober 2003.
92. Reis AF, Giannini M, Ambrosianob GMB, Chanc DCN. 2003. The effects of filling techniques and a low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. *Journal of Dentistry*, 31: 59–66.

93. Reis AF, Giannini M, Lovadino JR, Ambrosano GM. 2003. Effects of various finishing systems on the surface roughness and staining susceptibility of packable composite resins. *Dent Mater* 19: 12-18.
94. Reitemeier B, Reuther G, Richter G und Böhm B. 1994. Vergleichende werkstoffkundliche Prüfung licht- bzw. heißpolymerisierender Verblendkunststoffe. *ZWR*, 103: 440-447.
95. Rosentritt M, Esch J, Behr M, Handel G. 1998. In-vivo colour stability of resin composite veneers and acrylic resin teeth in removable partial dentures. *Quintessence Int*, 29: 517-522.
96. Roulet JF. 1997. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent*, 25(2657): 459-473.
97. Roulet JF. 1987. Degradation of dental polymers. Karger, Basel.
98. Russell MD, Gulfranz M, Moss BW. 2000. In vivo measurement of colour changes in natural teeth. *J Oral Rehabil*, 27: 786-792.
99. Rutkunas V, Sabaliauskas V, Mizutani H. 2010. Effects of different food colorants and polishing techniques on color stability of provisional prosthetic materials. *Dent Mater*, 29: 167-176.
100. Ruyter IE, Nilner K, Moller B. 1987. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater*, 3: 256-251.
101. Ruyter IE. 1988. Composites - characterization of composite filling materials: reactor response. *Adv Dent Res*, 2(486): 122-129.
102. Rzanny A und Welker D. 1998. Werkstoffkundliche Eigenschaften von Feinst-Hybrid-Komposits und Kompomeren. *ZWR*, 107: 743-748.

103. Rzanny A und Welker D. 1999. Materialkundlicher Fortschritt bei Füllungswerkstoffen?. ZWR, 108: 650-660.
104. Rzanny A und Welker D. 1999. Verblendkomposits im werkstoffkundlichen Vergleich: Artglass, Sinfony und Targis. ZT, 6: 331-336.
105. Rzanny A und Welker D. 2000. Bearbeitung moderner Verblend- und Füllungskomposite. Teamwork, 3: 203-212.
106. Rzanny A, Göbel R und Welker D. 1995. Quasistatische Prüfung an 21 Füllungs- und Verblendkomposits. ZWR, 104: 698-703.
107. Rzanny A, Göbel R und Welker D. 2003. Moderne Verblendkunststoffe – eine werkstoffkundliche Studie. Quintessenz Zahntech, 29: 58-72.
108. Rzanny A, Dörnbrack M, Welker D und Fachet M. 2003. Optimierung der Oberflächenqualität von Kompositen unterschiedlicher Indikation. Dtsch Zahnärztl Z, 58: 533-537.
109. Rzanny A, Göbel R und Küpper H. 2009. Verblendkunststoffe – ästhetische und zahntechnische Herausforderung. Quintessenz Zahntech, 35: 1598-1615.
110. Schulze K, Tinschert J, Marshall SJ und Marshall GW. 2003. Der Einfluss der Alterung auf die Farbbeständigkeit und Oberflächenbeschaffenheit von Kompositen. Dtsch Zahnärztl Z, 58: 266-272.
111. Schulze K, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. 2003. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. Dental Materials, 19(7): 612-619
112. Seghi RR, Hewlett ER. 1989. Visual and Instrumental Colorimetric Assessments of small Color Differences on Translucent Dental Porcelain. J Dent Res, 68 : 1760-1764.
113. Seghi RR, Johnston WM., O'Brien WJ. 1986. Spectrophotometric analysis of color differences between porcelain systems. J Prosthet Dent, 56: 35- 40.

114. Seher J und Viohl J. 1992. In vitro - Verfärbungen von Kunststoffen durch Farbstoffe und UV-Strahlung. Dtsch Zahnärztl Z, 47: 634-636.
115. Sen D, Göller G, Issever H. 2002. The effect of two polishing pastes on the surface roughness of bis-acryl composite and methacrylate-based resins. J Prosthet Dent, 88: 527-532.
116. Setz J und Engel E. 1994. Klinische Untersuchungen zur Farbbeständigkeit von Verblendkunststoffen. Dtsch Zahnärztl Z, 49: 735-737.
117. Setz J, Geis-Gerstorfer J, Weber H. 1992. Objective tooth color determination. Error source elimination. Dent Labor (Munch), 40: 667-668,670.
118. Shintami H, Satou J, Satou N, Hayashihara H, Inoue T. 1985. Effects of various finishing methods on staining and accumulation of Streptococcus mutans HS-6 on composite resins. Dent Mater, 1: 225-227.
119. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. 2003. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. Biomaterials, 24: 655-65.
120. Söderholm KJM. 1988. Die hydrolytische Degeneration von Composites. Teil I: Physikalische Grundlagen. Phillip J, 5(171): 323-328.
121. St.Germain H, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. 1985. Properties of microfilled composite resins as influenced by filler content. J Dent Res, 64: 155-160.
122. Staufenbiel A. 2005. Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchungen marktgängiger und neu entwickelter Verblendkomposite. Zahnmed Diss, Friedrich-Schiller-Universität Jena.
123. Stober T, Gilde H, Lenz P. 2001. Color stability of highly filled composite resin materials for facings. Dental Materials, 17(1): 87-94.

124. Swartz ML, Moore BK, Phillips RW, Rhodes BF. 1982. Direct filling restorative resins – A comparative study. *J Prosthet Dent*, 47: 163-170.
125. Tanoue N, Matsumura H and Atsuta M. 2000. Wear and surface roughness of current prosthetic composites after toothbrush/dentifrice abrasion. *J Prosthet Dent*, 84: 93-97.
126. Topcu FT, Sahinkesen G, Yamanel K, Erdemir U, Oktay EA, Ersahan S. 2009. Influence of different drinks on the colour stability of dental resin composites. *European journal of dentistry*, 3(1): 50.
127. Tschernitschek H. 1999. Prothesenhygiene aus Sicht der Patienten - Prevention Isn't Just For Kids? *Dental Forum*, 9: 3-7.
128. Tung FF, Goldstein GR, Jang S, Hittelman E. 2002. The repeatability of an intraoral dental colorimeter. *J Prosthet Dent*, 88: 585-590.
129. Ueberall H. 1984. Reduzierung der Randspaltbreite eines lichthärtenden Composit-Füllungswerkstoffes durch Lenkung der Polymerisationsschrumpfung. Frankfurt/Main: Johann Wolfgang von Goethe Universität.
130. Uchida H, Vaidyanathan J, Viswanadhan T, Vaidyanathan TK. 1998. Color stability of dental composites as a function of shade. *J Prosth Dent*, 79: 372-377.
131. Vaidyanathan TK, Vaidyanathan J, Agnihotri N, Prasad A. 2000. Effect of ethoxylation of monomers on the color stability of cured polymer. *J Dent Res*, 79: 392.
132. Venz S, Antonucci JM. 1987. Effect of photoaccelerators on curing and discoloration of composites *J Dent Res*, 66,246: 1113.
133. Villalta P, Lu H, Okte Z, Garcia-Godoy F, Powers JM. 2006. Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95(2): 137-142.
134. Viohl J. 1974. Werkstoffkundliche Untersuchungen der Wasseraufnahme und Biegefestigkeit von Kunststofffüllungsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z*, 29: 442-449.

135. Viohl J, Gebhardt P. 1975. Wasseraufnahme und Löslichkeit von 4 Füllungskunststoffen in Abhängigkeit von der Probenstärke und der Zeit. Dtsch Zahnärztl Z, 30: 340-344.
136. Viohl J. Hrsg. 1985. Kunststoff- Füllungswerkstoffe. In: Eichner K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Bd. 2, Hüthig Heidelberg 5. Aufl., 135-171.
137. Wasson W, Schuman N. 1992. Color vision and dentistry. Quintessence Int, 23: 349-353.
138. Welker D. Hrsg. 2000. Prothesenkunststoffe. In: Eichner K. und Kappert HF. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Georg Thieme, Verlag Stuttgart New York, 234, 244.
139. Weitman KC, Eames WB. 1975. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. J Am Dent Assoc, 91: 101-106.
140. Willems G, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G. 1993. Composite resins in the 21st century. Quintessence Int, 24: 641-658.
141. Windecker D. 1969. Zur Verblendung der Frontzahnbrücke mittels Kunststoffschalen - klinische und werkstoffkundliche Untersuchungen. Dtsch Zahnärztl Z, 24: 717-725.
142. Witzel T. 2004. Klinische Untersuchung computergestützter Zahnfarbbestimmung im Vergleich zu visueller Abmusterung durch das menschliche Auge. Zahnmed Diss, JMU Würzburg.
143. Zappini G. 2004. Physikalische Eigenschaften von Dentalmaterialien: Was ist ihre Bedeutung? Ivoclar Vivadent Report, 15:4-23.

9 Tabellenanhang

9.1 Ergebnistabellen

Tabelle 3: Verfärbungsgrad V nach 4 Wochen (Ausgangssituation: Folie)

Produkte	Kaffee V	Tee V	Tabak V	Rotwein V	Methylenblau V	aq.dest. V	CHX V	Heidelbeeren V
EP	2,2	5,3	7,3	14,5	27	2,4	3,4	7,5
FS	7	6,8	6,1	7,1	51,4	2,4	3,4	8,6
GR	5,3	9,3	9,8	9,1	38,3	2,9	6,3	13,1
NP	5,6	9,1	7	13,3	44	3	3,2	12,5
CE	2	5,7	7,5	10,5	27,7	0,9	2,3	5
DI	2	7,7	4,7	12,4	32,2	2,1	2,6	4,8
AD	4,6	5,9	5	7,5	29,6	3,3	3,16	8,1
TE	10,4	17,9	11,7	29	21,5	11,2	12,5	19,5
BI	27	31,8	18,5	46,2	46,9	5,9	21,8	39,5
PK	7,1	12,3	14	22,3	3,5	3,5	2,4	14,3
PH	1,5	7,9	9,5	20,5	5,5	2,4	2	14,4
MA	3,9	5,8	3,7	5,2	6,4	3,8	4,3	4,6
MB	0,9	4,1	1,1	2,6	6,5	1,3	1,5	2

Tabelle 4: Verfärbungsgrad V nach 4 Wochen (Ausgangssituation: Diamant)

Produkte	Kaffee V	Tee V	Tabak V	Rotwein V	Methylenblau V	aq.dest. V	CHX V	Heidelbeeren V
EP	3,7	7,7	5,7	15,4	47,4	1,8	5,4	7,7
FS	6,3	9,8	6,9	8,1	57	2,5	3,8	8,6
GR	9,5	10,8	13,2	13,7	57,1	5,4	9,2	16
NP	6,6	10,8	9,5	12,8	61,8	1,2	5,9	8,3
CE	3,5	10	6,9	9,4	71,2	3	8,1	8,7
DI	5,5	9,6	8,4	16,8	57,3	2,7	7,1	4,5
AD	1,2	6,6	4,1	15,7	55,4	2,8	7,3	9,3
TE	11,4	19,7	20,5	42,7	27,8	6,4	14,7	26,7
BI	33,7	36	51	66	52	20,2	20,4	63,6
PK	8,9	15,5	15,2	21,6	5,9	3,9	2	15,5
PH	4,8	12	10,2	16,5	12,2	4,1	2,8	13,6
MA	3,7	19,3	13,7	18,2	33,9	1,2	2,2	8
MB	4,6	16,5	10	13,9	24,4	2,6	1,6	7,6

Tabelle 5: Verfärbungsgrad V nach 4 Wochen (Ausgangssituation: Diamant und anschließende Politur)

Produkte	Kaffee V	Tee V	Tabak V	Rotwein V	Methylenblau V	aq.dest. V	CHX V	Heidelbeeren V
EP	1,8	5,9	5,1	11,4	26,8	1,6	3,2	3,2
FS	3,7	7	6,2	5,5	44,9	2,8	2,7	7
GR	4,6	9,6	10,2	8,7	35,4	9	6,3	10,8
NP	4,5	9,7	8,4	11,8	39,7	4	2,9	5,3
CE	2,2	7,3	4,7	8,6	48,7	1,2	2,4	3,9
DI	2,6	6,7	4,4	11,4	31,3	1	2,1	2,8
AD	1,8	3,8	4,5	12,9	32,7	1,7	4,4	4,6
TE	6,2	26,9	13,8	42,6	28,8	16,5	10,7	24
BI	10,3	34,4	27,2	47,4	55,1	7,5	15,6	54,5
PK	8,6	14	14,8	22,5	4,6	3,1	1,9	15,7
PH	2,9	7,9	8,4	16,5	6,1	0,5	1,5	15,6
MA	0,6	7	0,9	4,2	12,5	1,2	1	2,1
MB	1,6	2	0,9	3	11,7	1,3	1,1	2,1

Tabelle 6: Verfärbungsgrad V nach wöchentlichem Trocknen und Messen (Ausgangssituation: Folie)

Produkte	Tee V				Rotwein V				Methylenblau V			
	1.Wo	2.Wo	3.Wo	4.Wo	1.Wo	2.Wo	3.Wo	4.Wo	1.Wo	2.Wo	3.Wo	4.Wo
EP	5,16	11,5	15,1	20,4	8,8	17,9	25,8	29,7	40	44,1	45,3	48,5
FS	8,6	25,1	12,3	26,2	9,7	20,2	24,9	30,8	60,4	62,3	63	63,6
GR	11,7	13,9	13,1	29,3	18,2	26,4	29,2	35,4	42	45,3	45,1	47,5
NP	10,9	15,2	15,2	18,9	12,2	24,1	26,8	35,6	33,3	33,8	44,9	47
CE	17,4	38,6	36,7	32,1	11,6	22,9	24,2	35,6	26,7	30,7	32,8	35,1
DI	5,9	6,8	12,9	12,8	10,7	20,4	23,6	31,8	32,7	34,8	35,7	37,4
AD	6,8	9,3	12,4	12,2	9,8	21,7	25,9	32,7	33,7	36,8	36	38,5
TE	12	12,4	21,3	35,1	31,7	54,2	51,7	65,6	33,3	41,5	39	42,3
BI	28,6	29,9	34,6	28,5	53,5	60,5	63,1	67,8	74,8	83,5	66,5	79,8
PK	12,2	16,9	16	22,6	12,1	19,7	26	30,5	16,5	17,4	17,3	21,4
PH	8,9	8,1	8,2	14,6	11,3	21,4	23,8	26,9	12,8	14,2	11,5	14,7

Tabelle 7: Verfärbungsgrad V nach wöchentlichem Trocknen und Messen
(Ausgangssituation: Diamant)

Produkte	Tee V				Rotwein V				Methylenblau V			
	1.Wo	2.Wo	3.Wo	4.Wo	1.Wo	2.Wo	3.Wo	4.Wo	1.Wo	2.Wo	3.Wo	4.Wo
EP	8,6	16,8	19,3	16,6	19,2	29	36,6	41,2	39,3	37,5	36,1	40,1
FS	10,8	21,1	21,1	21,8	14,1	27,8	29,7	33,8	53,5	53,6	53	56,1
GR	15,1	19,2	23	21,6	23,5	39,9	37,6	46,4	55,7	55,5	52,7	54
NP	11,6	16,8	21,6	20,1	18,4	29,1	39,3	39	61,9	61,2	57,8	59,2
CE	13,5	24,1	25,3	27,4	20,1	35,4	36,4	43,2	64,9	65,8	64	65,7
DI	12,3	17,4	20,4	22,7	19,9	31,6	33,5	38,8	49,9	48,2	44,4	45,7
AD	10,2	13,8	18,7	20,8	16,4	30	31,2	39,1	49,6	49,4	46,1	48,3
TE	2,6	9,3	15,9	33,2	26,9	52,9	51,5	65,5	33,7	41,5	36,8	46,2
BI	21,8	24,4	36	36,3	54,1	59,4	65,8	65,1	74,3	64,3	65	72,7
PK	12,3	25,9	24,4	29,3	10,4	25,9	31,8	35,4	21,5	27,2	21,8	25,6
PH	7,1	7,2	12,8	13,5	8,2	24,1	29,2	28,7	10,6	15	10	14,6

Tabelle 8: Verfärbungsgrad V nach 4 Wochen nach täglichem Trocknen und Messen
(Ausgangssituationen: Folie, Diamant und Politur)

Produkte	V Tee			V Rotwein			V Methylenblau		
	Folie	Diamant	Politur	Folie	Diamant	Politur	Folie	Diamant	Politur
EP	10,5	17,1	22,1	5,6	17,5	8,7	30,2	41,3	19,2
FS	35,5	17,1	27,3	10,5	15,6	11,9	63,5	51,4	25,9
GR	5,3	16,1	10,7	11,7	22,6	12,5	48,9	53,3	35,9
NP	11	16,9	10,1	8,7	19,2	11,9	41,2	54	31,2
CE	37,4	20,2	9	6,4	21,6	8,9	26,2	65,8	49,7
DI	6,3	19,5	12,4	8,5	20,1	12	26	45,1	28,2
AD	5,8	13,27	11,27	6	20,3	12,2	42,7	43	31,4
TE	27,5	24,4	13,2	43,2	31,4	17,3	68,6	48	37,2
BI	46,7	32,4	33,6	59,1	52,2	47,3	93,1	74,4	84,6
PK	16	19,9	23,4	16,7	13,4	10,9	35,2	28,2	26,5
PH	14,1	8,5	5,2	11,7	11	5,8	19,9	28,2	22,2
MA	5,8	19,3	7	5,2	18,2	4,2	6,4	33,9	12,5
MB	4,1	16,5	2	2,6	13,9	3	6,5	24,4	11,7

Tabelle 9: Verfärbungsgrad V nach 4 Wochen Lagerung in Tee und anschließende unterschiedliche Reinigungsmethoden (Ausgangssituationen: Folie und Diamant)

Produkte	V von Tee									
	Blend-a-med		Colgate		Ultraschall		Kukident		Ecoclean	
	Folie	Diamant	Folie	Diamant	Folie	Diamant	Folie	Diamant	Folie	Diamant
EP	7,5	11,9	4,5	3,5	16,8	4,9	7,9	11,2	5,6	6,2
FS	13,2	8,7	26,6	9,3	1,1	3,5	21,5	17,5	6	8,6
GR	8,2	6,9	5,8	3,2	3,8	1	9,7	19	2,6	5,4
NP	5,2	6	2,7	2,6	13	13,7	8,6	16,4	2	7
CE	22,9	12,9	27,6	12	24,6	10,3	23,6	21,2	24	13,7
DI	3,5	8,5	2,4	1,6	3,5	5	8,7	16,8	1,5	9,7
AD	4,9	11,9	4,3	3,4	4,4	6,4	4,6	13,7	2,8	6,6
TE	20,9	25,1	24	23,3	24,4	24,2	20,8	10,1	21,5	5,9
BI	23,2	19,9	16,9	18	20,6	18,7	36,8	30,2	24,7	18,9
PK	12,2	9,4	7	7,6	7,5	8	12,9	20,7	13,3	17,5
PH	10,6	13,5	10,1	10	8,8	6,9	10,6	9,3	11,5	7,4
MA	3,9	1,6	4	1,8	3,9	4,2	4,3	7,4	3,3	6,5
MB	1,7	2,9	1,5	4,1	0,7	4,6	2	8	0,9	7,8

Tabelle 10: Verfärbungsgrad V nach 4 Wochen Lagerung in Rotwein und anschließende unterschiedliche Reinigungsmethoden (Ausgangssituationen: Folie und Diamant)

Produkte	V von Rotwein									
	Blend-a-med		Colgate		Ultraschall		Kukident		Ecoclean	
	Folie	Diamant	Folie	Diamant	Folie	Diamant	Folie	Diamant	Folie	Diamant
EP	9,7	5,3	4,2	8	3,3	21,2	21,3	33,2	2,7	8,7
FS	7,4	10,7	2,6	5,8	4,2	8,5	16,8	24,1	2,8	8
GR	16,6	16,7	13,5	15,8	13,5	26,1	23,6	36,1	6	7,7
NP	8,8	10,7	7,8	6,5	8,8	18	22,7	31,6	6,8	12
CE	3,1	11,7	8,8	9,8	11,7	17,3	21,8	32,1	2,3	12
DI	8,2	10,6	5,2	7,8	7,5	16	19,6	28,3	5,2	12
AD	9,8	13,1	10,8	11,4	10,3	17,6	13,5	32,2	10,6	12,4
TE	31,5	31,3	29,3	27,5	26,8	25,9	50,3	32,7	28,4	6,6
BI	25,8	27,5	27,1	27,3	40,3	39,8	60,6	54,3	34,4	30,3
PK	14,8	15,5	9,4	9,5	7	8	25,7	32,9	14	16
PH	15,5	15,6	14,1	14,6	12	10,6	15,6	10,4	14,2	10,3
MA	4,1	2,9	3,8	1,7	4,8	16,6	5,3	20,4	3,6	8,1
MB	1,2	4,9	0,5	4	2,9	22,1	14,4	27,2	1,2	14,4

Tabelle 11: Verfärbungsgrad V nach 4 Wochen Lagerung in Methylenblau und anschließende unterschiedliche Reinigungsmethoden (Ausgangssituationen: Folie und Diamant).

Produkte	V von Methylenblau									
	Blend-a-med		Colgate		Ultraschall		Kukident		Ecoclean	
	Folie	Diamant	Folie	Diamant	Folie	Diamant	Folie	Diamant	Folie	Diamant
EP	40,5	25,4	38,4	19,6	31,3	25,7	40,3	28,2	36,6	15,9
FS	50,9	45,9	50	44,4	50,8	45,1	49,8	50	49,6	47
GR	41,1	37,6	34,1	33,7	28,3	24,5	27,8	34,5	20,5	20,5
NP	26,9	39,3	33,7	31,5	28	27,1	27	48,6	22,4	26,3
CE	34,9	62	32,9	51,9	36,8	54	28,4	64,7	33,1	47,6
DI	34,4	32,9	23,5	24,9	23,4	24,3	26,1	38,9	16,4	16,9
AD	35,8	35,9	34,1	27,4	26,7	30,8	18,1	19,1	23,5	28,3
TE	38,1	36,7	36,7	35,2	37,8	36,1	39,3	17,7	35,2	13,4
BI	59,8	58,8	61,7	60,7	65,5	64,8	67	56,1	49,3	40,8
PK	16,1	16,1	12,9	14,8	13,1	14,7	10,7	7,4	9,5	5
PH	13,2	13,6	10,8	11	11,1	10,3	10,7	3,8	9,9	3,2
MA	4,3	2,7	4	2,4	4,3	3,6	4,2	4	3,6	3,2
MB	1,7	3,2	1,1	2,7	2,2	4	1,4	1,5	0,5	3,5

Tabelle 12: Verfärbungsgrad V nach 4 Wochen nach täglicher Reinigung mit Blend-a-med (Ausgangssituationen: Folie und Diamant)

Produkte	V					
	Tee		Rotwein		Methylenblau	
	Folie	Diamant	Folie	Diamant	Folie	Diamant
EP	26,8	3,7	4,7	1,6	34,3	20,4
FS	46,2	4,7	9,9	3,87	61,8	47,4
GR	5,4	5,7	6	9	42,9	32,7
NP	7,5	5,9	4,5	4,3	29,8	25,5
CE	26,7	42,7	10,3	3,7	76,8	72,8
DI	15	11,4	2,6	3,5	27	22,3
AD	9,3	3,2	2,5	5,7	40,4	32,8
TE	16,2	14,7	32,7	29,1	77,7	52
BI	25	19,5	22,8	38	78	64,7
PK	10,7	6,7	10,8	5,7	27,2	17
PH	4,6	5,7	5	9,2	11,9	18
MA	4,4	1	4,2	0,6	3,5	1,6
MB	0,8	1,7	0,9	1,8	1	1,4

Tabelle 13: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) des arithmetischen Mittenrauwertes R_a in μm der unbearbeiteten Prüfkörper.

n=10	R_a nach einmaliger Reinigung mit Blend-a-med			R_a nach 4 wöchiger Reinigung mit Blend-a-med		
	x	S	s in %	x	s	s in %
Enamel HFO Plus	0,038	0,01	27,18	0,092	0,02	22,8
Filtek Supreme	0,045	0,0143	31,86	0,144	0,067	46,5
Grandio	0,057	0,022	38,83	0,14	0,038	27,4
NanoPaq	0,05	0,018	36,52	0,066	0,029	44,1
Ceramage	0,051	0,007	14,47	0,13	0,041	31,6
Dialog	0,126	0,054	43,53	0,134	0,065	48,6
Adoro	0,071	0,02	27,74	0,066	0,01	14,6
TEGDMA	0,203	0,041	19,98	0,097	0,017	17,6
Bis-GMA	1,071	0,183	17,07	0,291	0,118	40,6
PMMA kalt	0,197	0,039	20,03	0,086	0,01	11,2
PMMA heiß	0,045	0,008	18,89	0,068	0,03	45,2
Mondial A1	0,247	0,079	32	0,234	0,102	43,7

Tabelle 14: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) des arithmetischen Mittenrauwertes R_a in μm der mit einem $30\text{ }\mu\text{m}$ bearbeiteten Prüfkörper.

n=10	R_a nach einmaliger Reinigung mit Blend-a-med			R_a nach 4 wöchiger Reinigung mit Blend-a-med		
	x	s	s in %	x	s	s in %
Enamel HFO Plus	0,972	0,213	21,87	0,467	0,125	26,67
Filtek Supreme	0,935	0,190	20,34	0,597	0,065	10,83
Grandio	1,124	0,178	15,85	1,056	0,081	7,71
NanoPaq	0,708	0,052	7,29	0,526	0,046	8,7
Ceramage	0,855	0,111	12,97	0,726	0,082	11,32
Dialog	0,991	0,384	38,78	0,364	0,071	19,61
Adoro	0,893	0,346	38,76	0,56	0,058	10,45
TEGDMA	0,782	0,157	20,08	0,637	0,109	17,12
Bis-GMA	0,934	0,174	18,63	0,756	0,099	13,08
PMMA kalt	0,996	0,369	37,02	0,351	0,046	13,05
PMMA heiß	1,011	0,119	11,74	0,237	0,027	11,26
Mondial A1	0,614	0,256	41,62	0,293	0,049	16,57

Tabelle 15: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) des arithmetischen Mittenrauwertes R_a in μm der mit dem Compomaster polierten Prüfkörper.

n=10	R_a nach einmaliger Reinigung mit Blend-a-med			R_a nach 4 wöchiger Reinigung mit Blend-a-med		
	x	s	s in %	x	s	s in %
Enamel HFO Plus	0,059	0,011	18,65	0,175	0,036	20,38
Filtek Supreme	0,049	0,018	36,57	0,15	0,045	29,81
Grandio	0,18	0,058	31,18	0,261	0,190	72,97
NanoPaq	0,156	0,074	47,12	0,234	0,069	29,55
Ceramage	0,14	0,064	45,43	0,128	0,036	28,48
Dialog	0,194	0,098	50,4	0,267	0,055	20,44
Adoro	0,194	0,098	50,4	0,128	0,052	28,7
TEGDMA	0,184	0,020	10,63	0,196	0,050	25,26
Bis-GMA	0,791	0,246	31,12	1,039	0,374	35,96
PMMA kalt	0,530	0,255	48,04	0,487	0,110	22,49
PMMA heiß	0,192	0,058	30,15	0,218	0,075	34,38
Mondial A1	0,148	0,040	26,99	0,198	0,056	28,28

Tabelle 16: Mittelwerte (x) und Standardabweichungen (s) des arithmetischen Mittenrauwertes R_a in μm der Prothesenzähne nach unterschiedlicher Reinigung der Prüfkörper.

n=10	unbearbeitet			mit 30 μm Diamant bearbeitet		
	x	s	s in %	x	s	s in %
R_a nach Reinigung mit Blend-a-med	0,026	0,042	20,19	1,292	0,110	8,54
R_a nach 4 Reinigung mit Colgate White	0,398	0,069	17,26	1,090	0,089	8,13
R_a nach 4 Reinigung mit Ultraschall	0,216	0,039	18,11	1,2	0,245	20,39
R_a nach 4 Reinigung mit Kukident	0,254	0,094	37,1	1,248	0,079	6,32
R_a nach 4 Reinigung mit Ecoclean	0,280	0,077	27,66	1,158	0,208	17,98

9.2 Statistiktabellen

Tabelle 17: Ergebnis der Varianzanalyse der unbearbeiteten Prüfkörper im Vergleich mit den polierten Prüfkörpern; x = statistisch signifikanter Unterschied, $p \leq 0,05$

	poliert	Enamel HFO Plus	Filtek Supreme	Grandio	NanoPaq	Ceramage	Dialog	Adoro	TEGDMA	Bis-GMA	PMMA kalt	PMMA heiß	Mondial A1
unbearbeitet													
Enamel HFO Plus		x											
Filtek Supreme													
Grandio				x									
NanoPaq													
Ceramage						x							
Dialog													
Adoro													
TEGDMA													
Bis-GMA										x			
PMMA kalt											x		
PMMA heiß												x	
Mondial A1													

Tabelle 18: Ergebnis der Varianzanalyse der unbearbeiteten Prüfkörper im Vergleich mit den 30 µm Diamant bearbeiteten Prüfkörper; x = statistisch signifikanter Unterschied, $p \leq 0,05$

	30 µm Diamant	Enamel HFO Plus	Filtek Supreme	Grandio	NanoPaq	Ceramage	Dialog	Adoro	TEGDMA	Bis-GMA	PMMA kalt	PMMA heiß	Mondial A1
unbearbeitet													
Enamel HFO Plus		x											
Filtek Supreme			x										
Grandio				x									
NanoPaq					x								
Ceramage						x							
Dialog							x						
Adoro								x					
TEGDMA									x				
Bis-GMA										x			
PMMA kalt											x		
PMMA heiß												x	
Mondial A1													x

Tabelle 19: Ergebnis der Varianzanalyse der mit dem 30 µm bearbeiteten Prüfkörper im Vergleich mit den polierten Prüfkörpern; x = statistisch signifikanter Unterschied, $p \leq 0,05$

	poliert	Enamel HFO Plus	Filtek Supreme	Grandio	NanoPaq	Ceramage	Dialog	Adoro	TEGDMA	Bis-GMA	PMMA kalt	PMMA heiß	Mondial A1
30 µm Diamant													
Enamel HFO Plus		x											
Filtek Supreme			x										
Grandio				x									
NanoPaq					X								
Ceramage						x							
Dialog							x						
Adoro								x					
TEGDMA									x				
Bis-GMA													
PMMA kalt											x		
PMMA heiß												x	
Mondial A1													X

Tabelle 20: Ergebnis der Varianzanalyse der unbearbeiteten Prüfkörper im Vergleich mit den polierten Prüfkörpern nach 4 Wochen Reinigung mit Blend-a-med; x = statistisch signifikanter Unterschied, $p \leq 0,05$

nach 4 Wochen Blend-a-med	poliert	Enamel HFO Plus	Filtek Supreme	Grandio	NanoPaq	Ceramage	Dialog	Adoro	TEGDMA	Bis-GMA	PMMA kalt	PMMA heiß	Mondial A1
unbearbeitet													
Enamel HFO Plus		x											
Filtek Supreme													
Grandio													
NanoPaq					x								
Ceramage													
Dialog							x						
Adoro								x					
TEGDMA									x				
Bis-GMA										x			
PMMA kalt											x		
PMMA heiß													
Mondial A1													x

Tabelle 21: Ergebnis der Varianzanalyse der unbearbeiteten Prüfkörper im Vergleich mit den 30 µm Diamant bearbeiteten Prüfkörper nach 4 Wochen Reinigung mit Blend-a-med; x = statistisch signifikanter Unterschied, $p \leq 0,05$

nach 4 Wochen Blend-a-med	30 µm Diamant	Enamel HFO Plus	Filtek Supreme	Grandio	NanoPaq	Ceramage	Dialog	Adoro	TEGDMA	Bis-GMA	PMMA kalt	PMMA heiß	Mondial A1
unbearbeitet													
Enamel HFO Plus		x											
Filtek Supreme			x										
Grandio				x									
NanoPaq					x								
Ceramage						x							
Dialog							x						
Adoro								x					
TEGDMA									x				
Bis-GMA										x			
PMMA kalt											x		
PMMA heiß												x	
Mondial A1													x

Tabelle 22: Ergebnis der Varianzanalyse der mit dem 30 µm bearbeiteten Prüfkörper im Vergleich mit den polierten Prüfkörpern nach 4 Wochen Reinigung mit Blend-a-med; x = statistisch signifikanter Unterschied, $p \leq 0,05$

nach 4 Wochen Blend-a-med	poliert	Enamel HFO Plus	Filtek Supreme	Grandio	NanoPaq	Ceramage	Dialog	Adoro	TEGDMA	Bis-GMA	PMMA kalt	PMMA heiß	Mondial A1
30 µm Diamant													
Enamel HFO Plus		x											
Filtek Supreme			x										
Grandio				x									
NanoPaq					x								
Ceramage						x							
Dialog							x						
Adoro								x					
TEGDMA									x				
Bis-GMA										x			
PMMA kalt											x		
PMMA heiß													
Mondial A1													x

10 Anhang

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. Harald Küpper, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der Friedrich-Schiller-Universität Jena. Des Weiteren danke ich Frau PD Dr. med. dent. M. Schmidt, Bereich Werkstoffkunde und Technologie der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der Friedrich-Schiller-Universität Jena, für die Betreuung, die gewährte Unterstützung und das große Interesse am Fortgang der Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt Frau Dr. A. Rzanny, wissenschaftliche Mitarbeiterin des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie, für die fachlich kompetente Beratung und Unterstützung bei allen methodischen und werkstoffkundlichen Fragen.

Des Weiteren danke ich Herrn Dr. R. Göbel, Herrn Dipl. Ing. G. Raser und Herrn M. Fachet, Mitarbeiter des Bereiches Werkstoffkunde und Technologie, für die fachliche Hilfestellung bei der Durchführung der Experimente sowie der Beratung und Betreuung.

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: PD Dr. med. dent. M. Schmidt, Dr. A. Rzanny, Dr. R. Göbel, M. Facht,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Ort, Datum

Unterschrift des Verfassers